

## (12) Unexamined Patent Publication (A)

1992-144533

(43) Publication date: May 19, 1992

(51) Int. Cl.	Identification symbols	JPO file number
A 61 B	1/00	8117-4C
	5/14	8932-4C
	300	8932-4C※
	300	

Request for examination: Not requested Number of inventions: 1 (Total of 15 pages)

(54) Title of Invention: Endoscope

(21) Application: 1990-268866

(22) Application Date: October 5, 1990

(72) Inventor: Hideyuki Adachi Olympus Optical Co., Ltd., 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

(72) Inventor: Yasuhiro Ueda Olympus Optical Co., Ltd., 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

(72) Inventor: Takao Tabata Olympus Optical Co., Ltd., 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

(71) Applicant: Olympus Optical Co., Ltd. 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

(74) Representative: Patent Attorney Jun Tsuboi (2 others)

Continued on last page.

## SPECIFICATIONS

## 1. TITLE OF THE INVENTION

Endoscope

## 2. SCOPE OF PATENT CLAIM

This endoscope is characterized by a capsule-shaped unit; observation device designed into this unit; method 1 that selectively generates a force of inertia in a different direction from the aforementioned unit; method 2 that generates the force of inertia of method 1 or changes the direction of the force of inertia; method 3 that receives signals controlling method 2; method 4 that telemetrically transmits signals for method 3 or image signals from the aforementioned observation device; and is used by floating the aforementioned unit in low-gravity or

zero-gravity space.

## 3. DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

[Field of Industrial Application]

This invention is an endoscope used in low-gravity or zero gravity space.

[Conventional Technology]

Until now, there have been numerous endoscopes that have been proposed and used to internally inspect body cavities, engines, piping, etc.

However, these conventional endoscopes must all be used on Earth. Due to the affect of gravity, a large amount of force is needed to control the endoscope remotely and to change the line of sight or the direction of movement. Accordingly, these

BEST AVAILABLE COPY

endoscopes need to be equipped with a power source or operating transmitters with a large driving force. In addition, these conditions complicate configuration and increase the size of the device.

[Problems to be resolved by the Invention]

In recent years, there has been an increase in the opportunities for humans to live in outer space using rockets and space stations. Naturally, it is expected that examinations within live bodies and machines will also become necessary in outer space.

In this case, gravity decreases as the distance away from the earth's gravitational sphere increases, where zero gravity space is soon reached. Although different concepts must be used to operate endoscopes in this environment, endoscopes for use in this environment have yet to be conceptualized.

This invention focuses on the aforementioned problem and strives to provide an endoscope that simplifies examinations, reduces invasiveness, and

can be used for a broad range of examinations in low-gravity or zero gravity space.

[Means and Actions for Solving the Problems]

To solve the aforementioned problems, this invention is an endoscope that is characterized by a capsule-shaped unit; observation device designed into this unit; method 1 that selectively generates a force of inertia in a different direction from the aforementioned unit; method 2 that generates the force of inertia of method 1 or changes the direction of the force of inertia; method 3 that receives signals controlling method 2; method 4 that telemetrically transmits signals for method 3 or image signals from the aforementioned observation device; and is used by floating the aforementioned unit in low-gravity or zero-gravity space.

[Embodiment]

Figures 1 to 3 display Embodiment 1 of this invention.

No. 1 in Figure 1 is the endoscope unit shaped like a capsule where the front and rear ends are spherical and the middle is cylindrical. There are various necessary components that are included within Unit 1, as described below. This endoscope is meant to float independently in low-gravity or zero gravity space.

The Objective Lens 2 is located at the center of the front end of Unit 1 as an observation device. A solid-state image sensor, i.e. CCD 3, is situated within the Objective Lens 2. The CCD Drive Circuit 5 is controlled by a Controller 4 located within CCD 3. The CCD 3 is configured with an observation device that changes the viewed images with the Objective Lens 2 into imaging signals. These signals are transmitted to an External Receiver 7 through an Image Transmitter 6. The signals

received by the External Receiver 7 are then changed to picture signals using a Video Circuit 8 and the viewed images observed by the endoscope are displayed on a Monitor 9.

In addition, LEDs 11 is located at the top and bottom of the Objective Lens 2 as a means for illumination at the front end of Unit 1.

Furthermore, multiple Nozzles 12 are formed on the perimeter of the rear end of Unit 1 directed diagonally behind in isometric intervals and each Nozzle 12 is connected individually to a Tank 14 through a Valve 9. The Tank 14 is filled with compressed air. Each Valve 9 opens and closes upon receiving a signal from the Valve Controller 16 that is operated by a Receiver 15. The Receiver 15 is operated by signals transmitted by the External Transmitter 17.

The telemetric transmission of signals from the aforementioned Image Transmitter 6 to the External Receiver 7 and from the External Transmitter 17 to the Receiver 15 is conducted by wireless or ultrasonic means as much as possible according to the environment. In addition, the power required by the CCD Drive Circuit 5, LED 11, each Valve 9, Receiver 15, Valve Controller 16, etc. is supplied by the Power Source (storage cell) 13.

Furthermore, the aforementioned Tank 14 is located at the center within Unit 1, as displayed in Figure 1. The Image Transmitter 6 and Controller 4 are located in front of the Tank 14 within Unit 1 and the Power Source 13 is located above these two devices. The Receiver 15 is also in the rear of Unit

In response to the signals received by the Receiver 15, the Valve Controller 16 repeatedly opens specific Valves 9 for short burst and compressed air from the Tank 14 is repeatedly released in bursts.

Unit 1 then uses the inertia (propulsion) created from the release of compressed air from the Nozzles 12 in bursts to move. Unit 1 changes direction and moves as it uses inertia to travel, as directed by the bursts from the Nozzles 12. Figure 3 displays the valve drive signal and opened valve (when compressed air is released) and their distance relationship with Unit 1.

As the endoscope changes direction and moves in low-gravity or zero gravity space, this simplifies examinations, reduces invasiveness, and can be used for a broad range of examinations

Furthermore, multiple length measuring sensors

1.

The following is an explanation regarding the use of the endoscope as configured above. This endoscope is placed within a body cavity of a patient in low-gravity or zero gravity space. Unit 1 will float within the body cavity. The External Transmitter 17 is operated to telemetrically transmit signals to the endoscope's Receiver 15 to change the position of Unit 1 or move it forward.

are located in different directions on the external side of Unit 1 and the device may also monitor its location by incrementally measuring the distance from Unit 1 to the surrounding walls while traveling by inertia. In addition, if there is no change to the data regarding the various distances to the surrounding walls using the length measuring sensors located around Unit 1, the movement of the device is maintained. If change is detected, the direction and the distance of the movement by Unit 1 can be measured and inertia opposite the direction of the movement can be applied.

Figure 4 and 5 display Embodiment 2 of this invention. Piezoelectric Devices 21 that generate ultra sound are located around the rear of Unit 1 and the various parts of the rear end in this embodiment. The generated ultra sound provides the inertia (propulsion) to Unit 1.

A piezoelectric device drive circuit 22 operated by signals received by the Receiver 15 is located within Unit 1 and selectively drives the aforementioned Piezoelectric Devices 21. Embodiment 2 controls the inertia and direction using ultra sound. Other configurations and actions are the same as those listed in the aforementioned Embodiment 1.

Figure 6 and 7 display Embodiment 3 of this invention. Fans 25 are located on the sides of the rear and on the rear end pointing to over three directions. The various Fans 25 are each driven by a Motor 26. In addition, a Motor Drive Circuit 27 is located within Unit 1 to operate the fans by signals received by the Receiver 15.

In this Embodiment, the selective drive of the fan 25 blows out the surrounding fluid to control the propulsion and direction of Unit 1. Other configurations and actions are the same as those listed in the aforementioned Embodiment 1.

The Auxiliary Tank 36 is always supplied with pressurized fluid from the external Pump 37 through the aforementioned Pressurized Tube 33. Similarly, the Electromagnetic Valve 39 selectively opens according to the Valve Controller 40 located within Unit 1. In addition, the Valve Controller 40 operates according to the signals received by the Receiver 15. Other configurations and actions are the same as those listed in the aforementioned embodiment

This embodiment opens specific Electromagnetic Valves 39 according to the Valve Controller 40 operated by the signals received by the Receiver 15. Pressurized fluid is supplied by the Auxiliary Tank 36 and bursts from the corresponding Nozzles 38. This controls the

Figure 8 and 9 display Embodiment 4 of this invention. In this Embodiment, a Cable 31, created from flexible tubing, extrudes from the rear end of Unit 1 and an Energy Transmission Line 32 and Pressurized Tube 33 is inserted within the Tube 31. The Energy Transmission Line 32 is connected to the Energy Controller 34 within Unit 1 and the External Power Source 35. The Pressurized Tube 33 is connected to the Auxiliary Tank 36 within Unit 1 and a Pump 37. Furthermore, multiple Nozzles 38 is located in different locations and various directions on the external side of Unit 1. For example, vertical Nozzles 38 is located on the exterior of Unit 1 relatively towards the front and multiple Nozzles 38 is located in a diagonally outward direction in isometric intervals on the exterior of Unit 1 relatively towards the rear. Each Nozzle 38 is connected individually to the aforementioned Auxiliary Tank 36 through the various Electromagnetic Valves 39.

propulsion and direction of Unit 1. In addition, the energy of the various components is received from the External Power Source 35 through the Energy Transmission Line 32 and is supplied through the Energy Controller 34. Other configurations and actions are the same as those listed in the aforementioned Embodiment 1.

Propulsion and posture control can be achieved in the endoscope by giving an inertial force using magnet. In other words, inertial force can be obtained by fixing a magnet to the body and suspending in the magnetic field and changing the magnetic field 3 dimensionally



Figure 10 and 13 show an example of execution of invention number 5. These are related to the micro robots used as self propelled inspection device in the blood vessel. As shown in Figure 10, this device uses multiple capsule parts (41, 42, 43) and connects them in a line. Ultrasonic image pickup device 44, which gets a 2 dimensional front view, is placed at main body 41a in the capsule part 41. Ultrasonic device 45 is placed in capsule part 42 and takes the cross sectional ultrasonic image of blood vessel 46. Further, a telemetry functional part is inserted in the last capsule part 43. A transmission cable 47 is also connected at the last point of capsule part 43.

Also, multiple self propelled arms 48 are attached along the circumference, projecting diagonally from the surface of capsule part 41. As shown in figures 12 and 13, the self propelled arms are 2 directional shape memory alloys and are attached with electrical conducting layers. For

When the current flow is stopped after the movements of the arms, it will spontaneously heat up and return to the previous state in figure 11 (1). If the part 51 is made of one directional shape memory alloy, stop the electrical flow and make it return to the previous state shown in figure 11 (1) by resilient restoration action.

Therefore, in the self propelled inspection device in the blood vessel, if the arms 48 in the capsule part 41 are activated, the arms will kick the walls of the blood vessels 46 and thrush forward the capsule part 41. Further, the Ultrasonic image pickup device 44 will take the 2-dimensional front image and examine. Simultaneously, the Ultrasonic image pickup device 45 in the capsule part 42 will take the cross sectional ultrasonic image of blood vessel 46. The data of the examination will be done

example, the electrical conducting layer 52 is made of nickel, and joins flat part of 52a from one end to another to form a loop. Further, the widths between one terminal and the other are gradually reduced. Both the surfaces of the electrical conducting layer 52 are also coated by insulator 53. The width is bent as shown in figure 11 (1) and attached to the edge of capsule part 41. When the self propelled arms are activated, the current flows to the electrical conducting layer 52. If it is allowed to generate heat by electrical resistance and the front end of the electrical conducting layer 52 is heated at a high temperature, the A part will flex as shown in figure 11 (2). If the heating is continued, the part B will bend as shown in figure 11 (3). This bending of the part A towards B will activate the self propelled arms 48.

by the telemetry function of the capsule area 43. The data can be received through a cable attached to it.

If the arms 48 do not activate, extend the arms diagonally forward so that the ends reach the wall of the blood vessel 46 and support the capsule areas 41, 42 and 43.

As the mechanism of this type of device is simple and can be further made slender, it can be used inside the ducts as well. The mechanism of the self propelled arms 48 is also not limited to the one mentioned above, but can also be a bimetal as shown in figures 14 and 16. In other words, one side of the resinous matter 55 is attached with a looped nickel layer and the nickel layer 56 is covered with electrical conducting layer 57.

If the nickel layer 56 is made to generate heat by passing electricity, the shape will change from linear (fig. 14 (1)) to curve (fig 14 (2)). In other words, bouncing action can be initiated.

When the current flow is stopped, it will return to the linear state in figure 14 (1). Thus it can be inferred that the response can be faster if the arm 48 is made smaller. A bimorph piezoelectric device can also be used as an arm. Some examples are given in figures 17 and 19. In these figures, multiple self propelled arms 59 are attached along the circumference with spaces between them, projecting diagonally from the surface of a bimorph piezoelectric device 58. The shapes are normally as shown in figure 17

The arms 59 can be excited by repeating the bent state shown in figures 18 and 19. This action can be used to thrush forward or push back the capsule.

Thus, in the device for large intestines, exciting the arm 67 in capsule part 61 will push forward the capsule parts 61, 62 and 63. On the other hand, exciting the arm 68 in the last capsule part 63 will push backward the capsule parts 61, 62 and 63. Capsule part 61 can provide illumination while examination and the manipulator can be introduced through the aperture. Figure 20 shows the cutting of polyp 1 by using a snare wire 70. The test materials can be inserted to the capsule part 62 and stored. The data of the examined is processed by the telemetry function of capsule part 63. As the capsule 68 is attached, there is no need for a cable to collect the data.

Figure 21 is an example of invention no 7. It is used to examine the small intestine. It has two capsule parts, 72 and 73 which are connected. The main body 72 a in the capsule part 72 is attached

Figure 20 is example no. 6 of the invention. This is related to the micro robots used to examine large intestines. This device uses multiple capsule parts (61, 62, 63) and connects them in a line. The main body 61 a in the first capsule part 61 is fixed with lens 64 to examine the frontal view and the image picking device set in it takes the images. A window 65 for illumination and an aperture (not in diagram) are also made available around the lens 64. The role of the capsule 62 is to store the test materials, while the front end contains the aperture 66 that receives the test materials. The last capsule 63 has the telemetry function part.

The lower surface of the capsule 61 is fixed with arm 67 to push forward while the lower surface of the capsule 63 is fixed with arm 68 to push backward. Though both the arms 67 and 68 can be used in the same way as the other arms mentioned before, the set ups are in the opposite.

with lens 74 to examine the frontal view. An image picking device, not in the picture, is placed in it. A window 75 for illumination and an aperture (not in diagram) are also made available around the lens 74. The main body 73 a of capsule 73 has an ultrasonic device 76 placed around the circumference. It takes the ultrasonic images of the organs around it. The capsule part 73 also has an aperture for insertion and excretion of water. Both the capsule parts have telemetry functional part attached.

The lower surface of the capsule part 72 has multiple arms 78 for stoppage. The arm extends outwards and stops the capsule 72 at that position. The arms 78 can be used in the same way as mentioned above. The capsule 73 is attached with a balloon as reaches the wall of the small intestine 80 as it is raised.

In addition, the operating and observation information is processed by the aforementioned

telemetry function

Figure 22 displays Embodiment 8 of this invention. This embodiment is a self-propelled capsule for tubule cavities as a medical micro robot. In other words, the self-propelled capsule 81 has a long flexible body and an objective lens 83a and illumination window 83a are located at its front end. In addition, self-propelling legs 84 as configured above, are located throughout the entire surrounding surface in multiple locations in the space before and after the surrounding surface of the long unit 82. The long body 82 can then be inserted into tubule cavities by operating the self-propelling legs 84. In addition, a flexible cable 86 is connected to the rear end of the self-propelled capsule 81. Illumination and image signals (or optical images) are transmitted through this cable 86.

Specifically, both robots 91 and 92 have a propulsion device 95 located on the capsule units 91a and 92a with a propulsion nozzle 93 and an attitude control nozzle 94. Furthermore, an illumination window 96 and an observation window 97 are situated on the capsule units 91a and 92a to internally observe the living subject. The observed information and the injection of the aforementioned various nozzles 93 and 94 are controlled by the commands from the external operating devices 98 and 99 outside the living subject using the telemetry function built into the various capsule units 91a and 92a.

An injection needle-shaped blood collection manipulator 101 is located at the tip of the blood collection robot 91 and a blood storage tank 102 and constituent separator 103 are situated within the

For example, when this is inserted into a biliary duct 87, the self-propelled capsule 81 is inserted through the channel 89 of the endoscope 88. By operating the self propulsion after inserting into the biliary duct 87, the device enters into the biliary duct 87 being self propelled.

Figure 23 to 26 display a micro robot that can be placed within a subject for extended periods to treat the living subject. Figure 23 displays two micro robots for living subjects, one is an example of a blood collection robot 91 and the other is a bone repair robot 92. The blood collection robot 91 collects the blood of a patient and has the function to analyze its components. The bone repair robot 92 synthesizes bones using the aforementioned components and has the function to repair the bones of the patient.

capsule unit 91a. The aforementioned propulsion device 95 and blood collection manipulator 101 are operated by wireless telemetry transmissions using an external operating device 98. The constituent separator 103 separates the blood into calcium, phosphates, oxygen, etc

A bone resection manipulator 104, a bone binding manipulator 105, and an opening for artificial bones 106 are built into the bone repair robot 92. An artificial bone discharge device 108 configured from a bone synthesis device 107, pump, etc. is situated within the capsule unit 92a of the bone repair robot 92. The propulsion device 95 and bone binding manipulator 105 are operated by telemetry transmissions using an external operating device 99. The bone synthesis device 107 uses the elements from the aforementioned separation

and creates artificial bones using calcium phosphate material. The constituent separator 103 of the blood collection robot 91 and the bone synthesis device

Figure 24 is the block diagram of the aforementioned blood collection robot 91 and bone repair robot 92 system.

Therefore, the blood collection robot 91 and the bone repair robot 92 can be placed inside a living subject for extended periods, as displayed in Figure 23. The blood collection robot 91 can collect and store blood from the blood vessels 100 of patients and separate components from the blood that are necessary to synthesize bone. This material can then be transported to the bone synthesis device 107 of the bone repair robot 92 and artificial bones required for repair can be synthesized. In addition, the bone repair robot 92 eliminates the lesions of the patient's bones 110 by using the bone resection manipulator 104 and repairs are conducted using the artificial bones received from the artificial bone discharge device 108 by the bone binding

107 of the bone repair robot 92 are linked by a material transport pipe.

manipulator 105.

The mobility of the aforementioned robots 91 and 92 are configured to receive their operating power from within the living subject. An example of this procedure is displayed in Figure 25. In other words, the constituent separator 111 of the blood collection robot 91 isolates glucose ( $C_6H_{12}O_6$ ) and oxygen ( $O_2$ ) from the collected blood and stores the components in their respective storage tanks 112 and 113. When energy is required, electrical energy is extracted by oxidizing the components using the oxidative dissolution device 114. This electrical energy can, for example, be used to drive the motor 115 or operate the propulsion device 116. As an energy source is available within the living subject, external power supply becomes unnecessary and the robot can be placed within living subjects for extended periods.

In addition, the source of power from the living subject may also be internal combustion. Figure 26 displays an example of this method. In other words, install the device with a constituent separator 121 that separates oxygen from the blood and an oxygen storage tank 122 that stores oxygen. In addition, install the device with a constituent separator 123 that separates methane gas from stool and a methane gas storage tank 124 that stores methane gas. The oxygen and methane gas can be ignited to operate the device using internal combustion 125. When energy is necessary, thermal energy can be extracted by oxidizing the methane gas using internal combustion 125. This, for example, drives the propulsion device 126.

Although the aforementioned example was of bone repair, the device can also be similarly used to repair blood vessels. Figure 27 displays the blood vessel repair robot 130. The blood collection robot 131 operates in the same manner as explained above.

An artificial sheet 132 grasping and handling manipulator 133, suture needle manipulator 134, discharge opening 136 supplying protein thread 135, artificial sheet (protein film) 132 discharge opening 137, etc are built into the capsule unit 130a of the blood vessel repair robot 130. In addition, an illumination window 136 and an observation window 139 are situated on the capsule. A propulsion device with a propulsion nozzle 141 and an attitude control nozzle 142 are built into the capsule unit



130a.

Furthermore, as displayed in Figure 28, the protein film synthesis device 145 that synthesizes protein films using the components received through the transportation pipe 143 from the blood collection

The constituent separator 149 of the blood collection robot 131 isolates the proteins from the collected blood. The blood vessel repair robot 130 receives the transported proteins and synthesizes artificial sheets 132 of protein film and protein thread 135 and delivers them as required using the pumps 146 and 148. This operation is controlled by wireless telemetry transmissions.

The blood vessel repair robot 130 repairs blood vessels 150, for example, by sewing artificial sheets 132 on aneurysms using the handling manipulator 133 and suture needle manipulator 134. The consumable materials, artificial sheets 132 and protein thread 135, are produced within the living subject making external supplies unnecessary. Accordingly, the device can function within living subjects for extended periods. The source of energy is also as explained above.

In addition, a receiver 155 for telemetry transmissions and a drive circuit 156 for the propulsion method 154 are built into the various micro robots 151, 152, and 153.

Furthermore, an illumination method 157 using LED's, observation method 160 using an objective lens 158 or image pickup device 159, transmitter 161, and guidance device 162 are built into the first micro robot 151. Image signals that have been converted by the image pickup device 159 transmit the signals to an external receiver from a transmitter 161. In addition, the following guidance device 162 transmits emitted electro-magnetic waves and guidance signals to micro robots 152 and 153.

A storage space 164 that stores the manipulator

robot 131, pump 146 that discharges protein films, protein thread synthesis device 147 that synthesizes protein thread, and pump 147 that discharges protein thread are built into the capsule unit 130a.

Figures 29 to 31 display medical in-vivo robots using other systems. In other words, these medical in-vivo robots are made up of multiple micro robots components 151, 152, and 153 that have been separated. The aforementioned propulsion method 154 has been configured to the external side of the various micro robots 151, 152, and 153 and the device independently propels itself within the ducts by using this propulsion method 154. For example, the propulsion method 154 of this device has situated bristles diagonally on piezoelectric devices located in external rings around the micro robots.

The device moves forward or backwards according to the vibrating patterns of the piezoelectric devices. In addition, the aforementioned propulsion method may also be used.

163 to process living subjects, drive motor 165 that operates the manipulator 163, and a cover 168 to cover the opening of the storage space 164 are built into the second micro robot 152. The power source 169 is built into the third micro robot 153. Furthermore, these micro robots 151, 152, and 153 move around the body independently after receiving wireless signals from external control methods, however, the devices can be linked and integrated (combined), as displayed in Figure 30. This allows for the exchange of energy and signals.

Figure 31 displays a specific example. An electromagnet 171 is divided into three, set diagonally on each of the surfaces of the joint ends, and the polarity of each magnet is reversed.

Accordingly, there is no slippage when docking. An electric signal transmission connector 172, LED 173, and power source connector 174 protrude out

The electric signal transmission connector 172 is connected to the drive circuit. The power source connector 174 is connected to the power source. A light-sensitive element 178 is built into the female connector 176. Accurately determine the angle by matching the axis line when the guidance signal at the front of the micro robots 151 and 152 is in close range of the micro robots 152 and 153 using the LED 173 and light-sensitive element 178. The micro robots 151, 152, and 153 reach the opening of the target body cavity 183, i.e. biliary duct, through the channel 182 of the endoscope 181

The first micro robot 151 is sent to the target body cavity 183 by remote control. Turning on self-propulsion moves the device forward. Once a

from the joint end surface at the front and corresponding female connectors 175, 176, and 177 are located on the joint end surface at the rear.

diagnosis is conducted on the affected area, the next micro robot 152 suited for treatment is sent. If it looks like treatment will take some time, micro robot 153 with a large capacity power source can be sent.

Furthermore, Figures 32 and 33 display other formats of the micro robot. The micro robot indicated in Figure 32 is configured with an ultrasonic transducer 194 and drive motor 195 that is used for observations and propulsion. As displayed in Figure 33, the micro robot 196 comes with an injection needle 197 and is linked to the micro robot 198, which comes with a drug solution tank 199.

#### [Effect of the Invention]

As explained above, the endoscope of this invention is suited for use in low-gravity and zero-gravity spaces; it simplifies examinations, reduces invasiveness, and can be used for a broad range of examinations

#### 4. Brief Description of the Drawings

Figures 1 to 3 display Embodiment 1 of this invention. Figure 1 is the schematic perspective view of the endoscope, Figure 2 is the block diagram of the configuration, and Figure 3 is the drive time chart. Figure 4 displays Embodiment 2 and is the schematic perspective view of the endoscope and Figure 5 is the block diagram of the configuration. Figure 6 displays Embodiment 3 and is the schematic perspective view of the endoscope and Figure 7 is the block diagram of the configuration. Figure 8 displays Embodiment 4 and is the schematic perspective view of the

endoscope and Figure 9 is the block diagram of the configuration. Figures 10 to 13 display Embodiment 5 of this invention. Figure 10 is the side view while in use, Figure 11 is the explanatory diagram while operating, Figure 12 is the top view while operating, and Figure 13 is the cross-section view while operating. Figures 14 to 16 display variations of the example while operating. Figure 14 is the perspective view while operating, Figure 15 is the top view while operating, and Figure 16 is the cross-section view while operating. Figures 17 to 19 display the cross-section view while operating in other methods. Figure 20 is the schematic perspective view during the use of another example. Figure 21 is the schematic perspective view during the use of a further example. Figure 22 is the schematic perspective view during the use of a further example. Figure 23 is the perspective view of a medical micro robot and Figures 24 and 25 are

block diagrams of the configuration. Figure 26 is the block diagram of a variation of the example. Figure 27 is the perspective view of a medical micro robot and Figure 28 is the block diagram of the configuration. Figures 29 and 30 are the perspective views of other medical micro robots and Figure 31 is the perspective view expanding the end section. Figures 32 and 33 are the perspective

views of other variations of the robot example.

1: Main Unit; 2: Objective Lens; 11: LED; 12: Nozzle; 14: Tank; 15: Receiver; 21: Piezoelectric Device; 25: Fan; 26: Motor; 38: Nozzle

Applicant Representative:  
Patent Attorney Jun Tsuboi

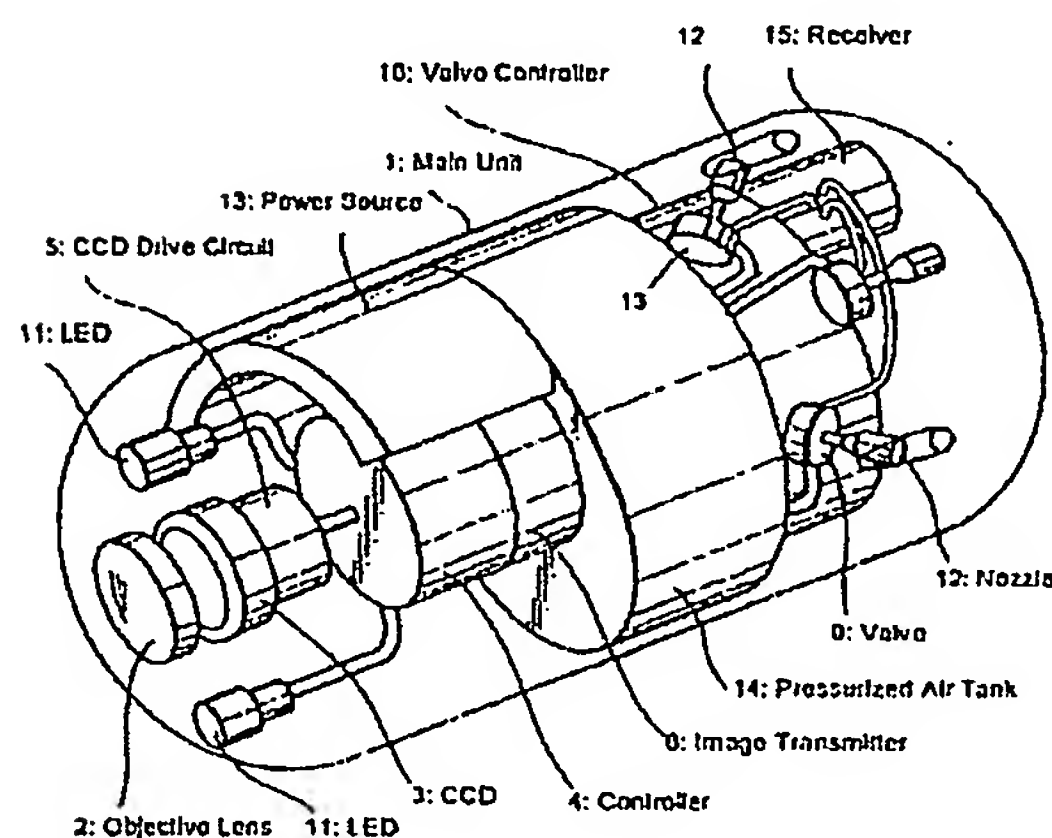


Figure 1

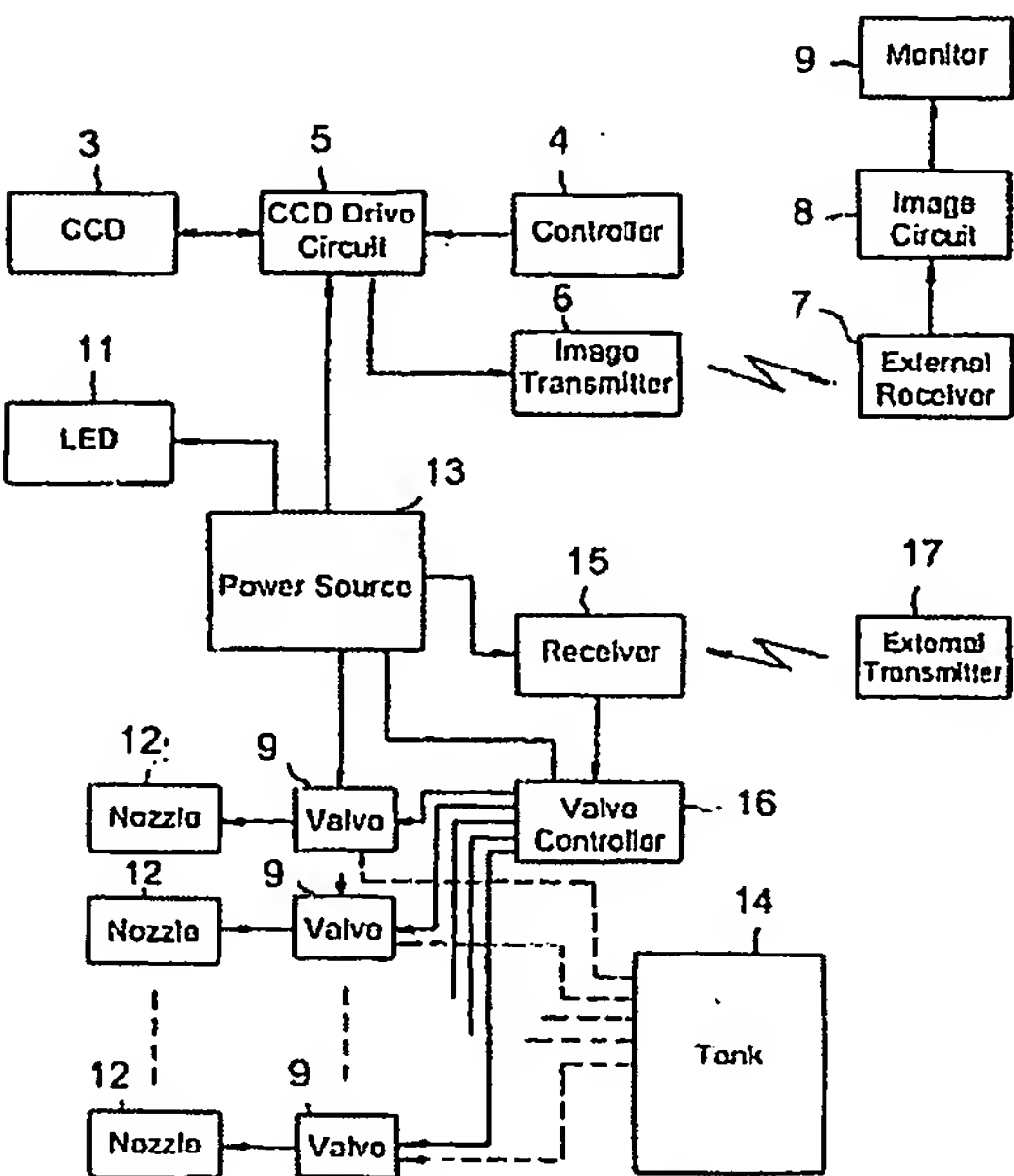


Figure 2

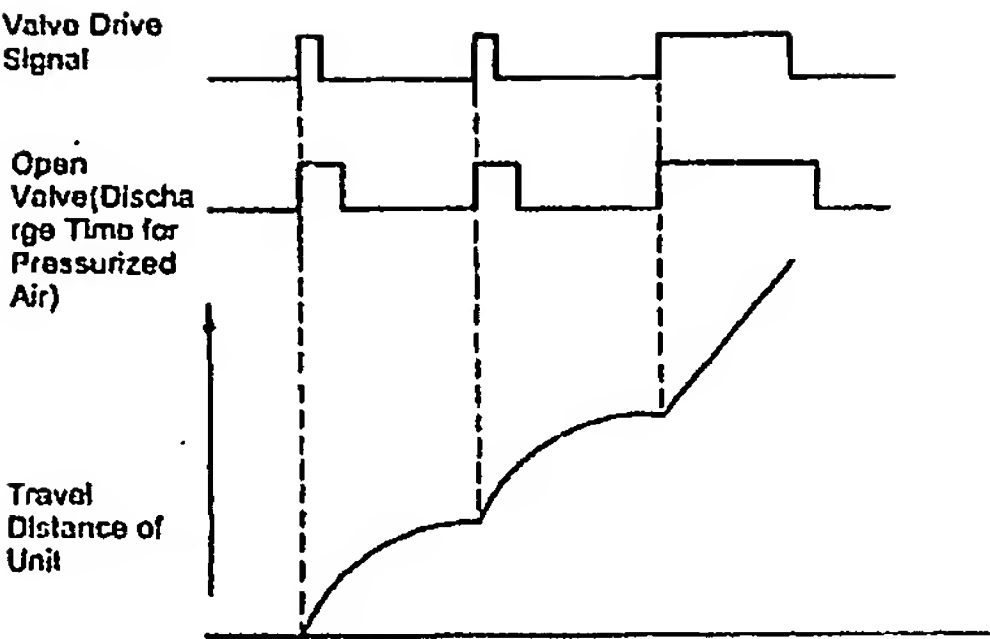


Figure 3

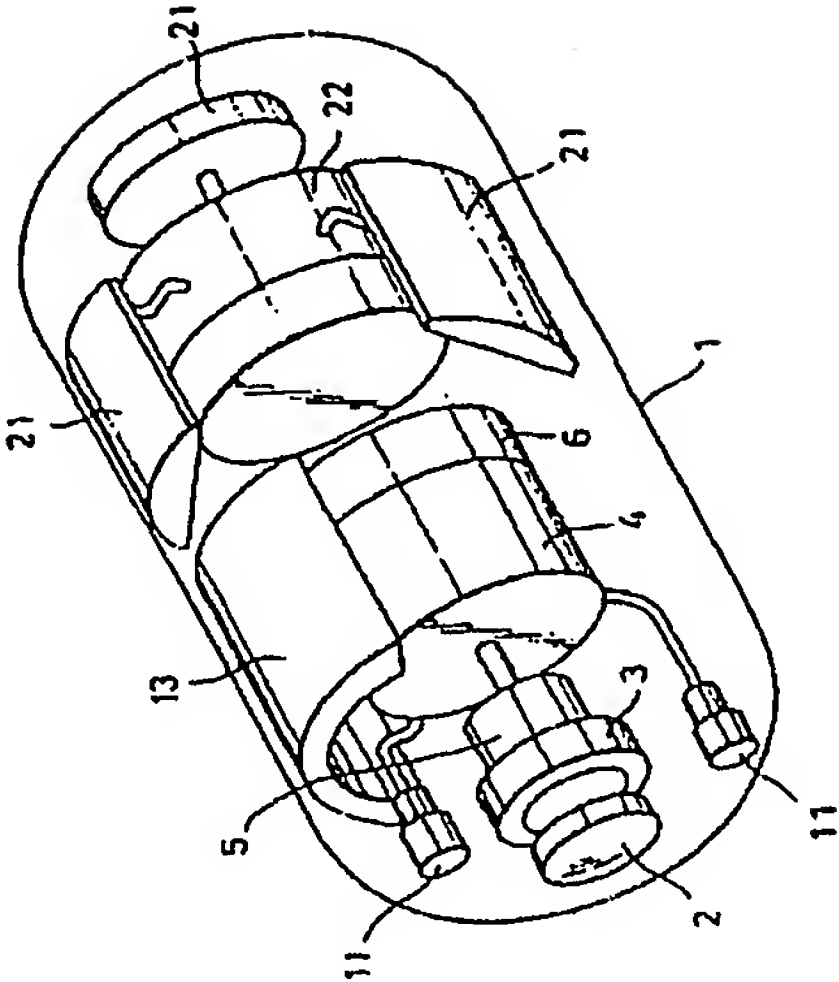


Figure 4

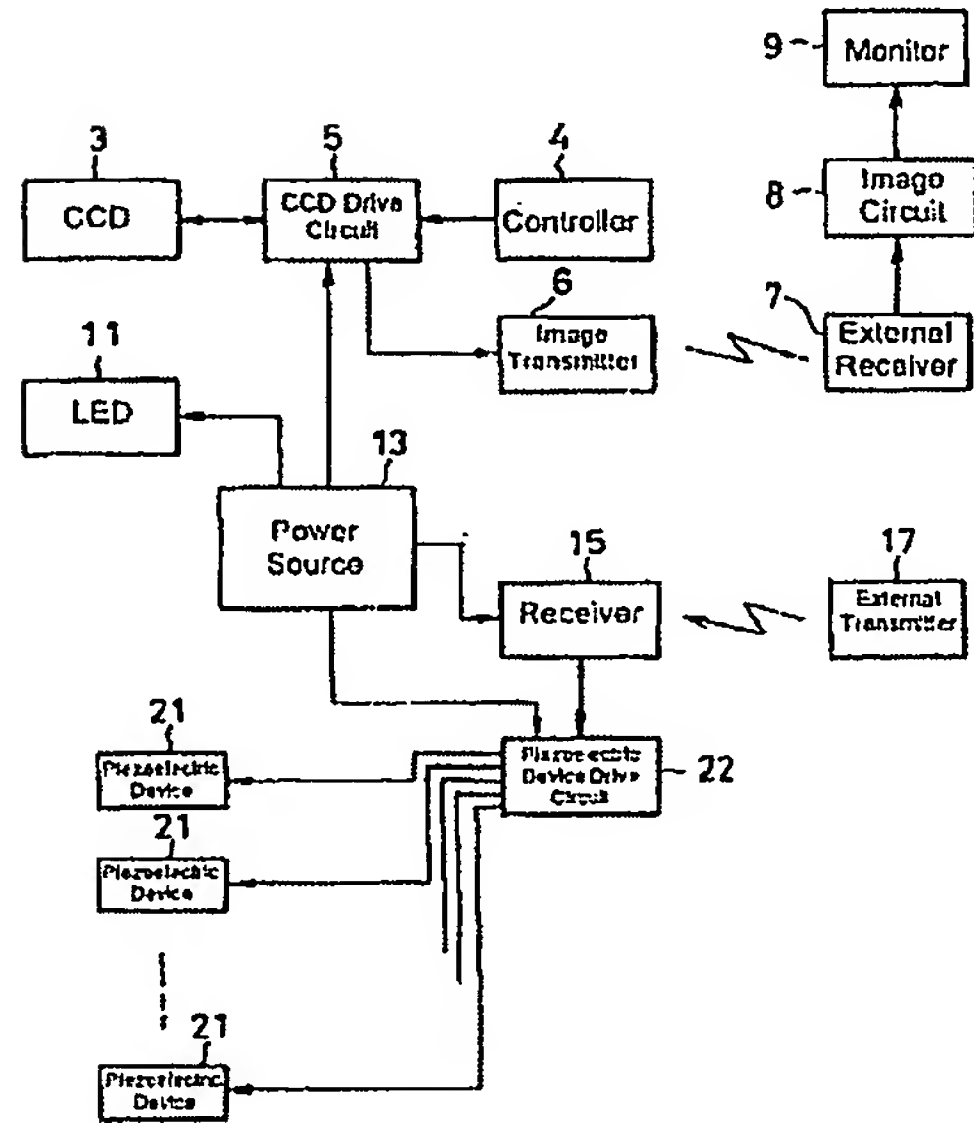


Figure 5

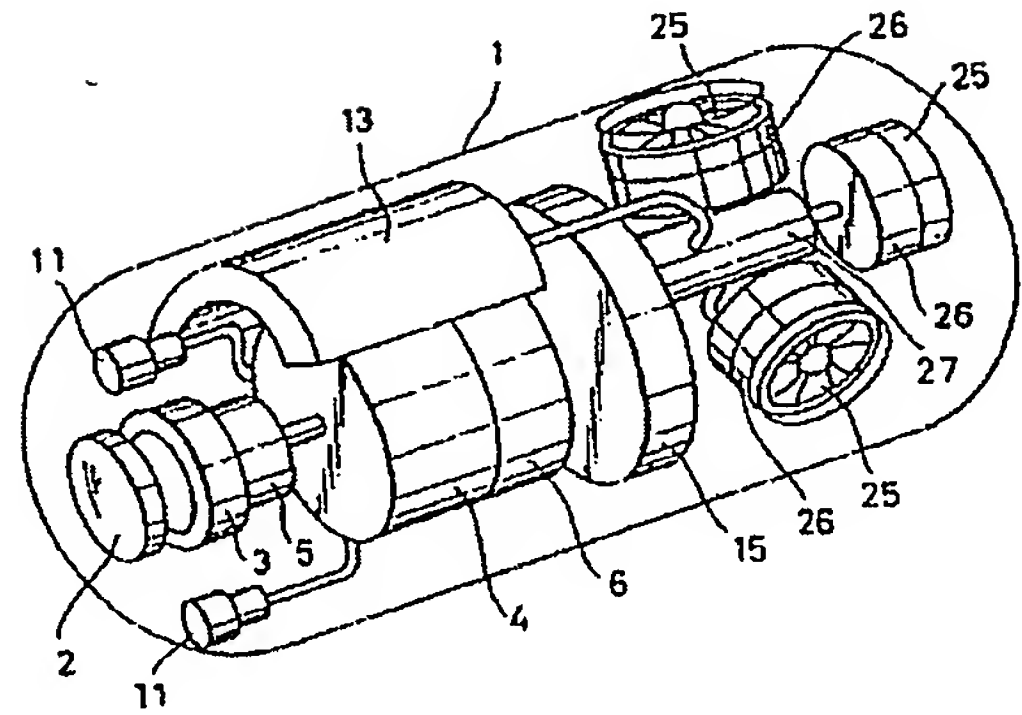


Figure 6



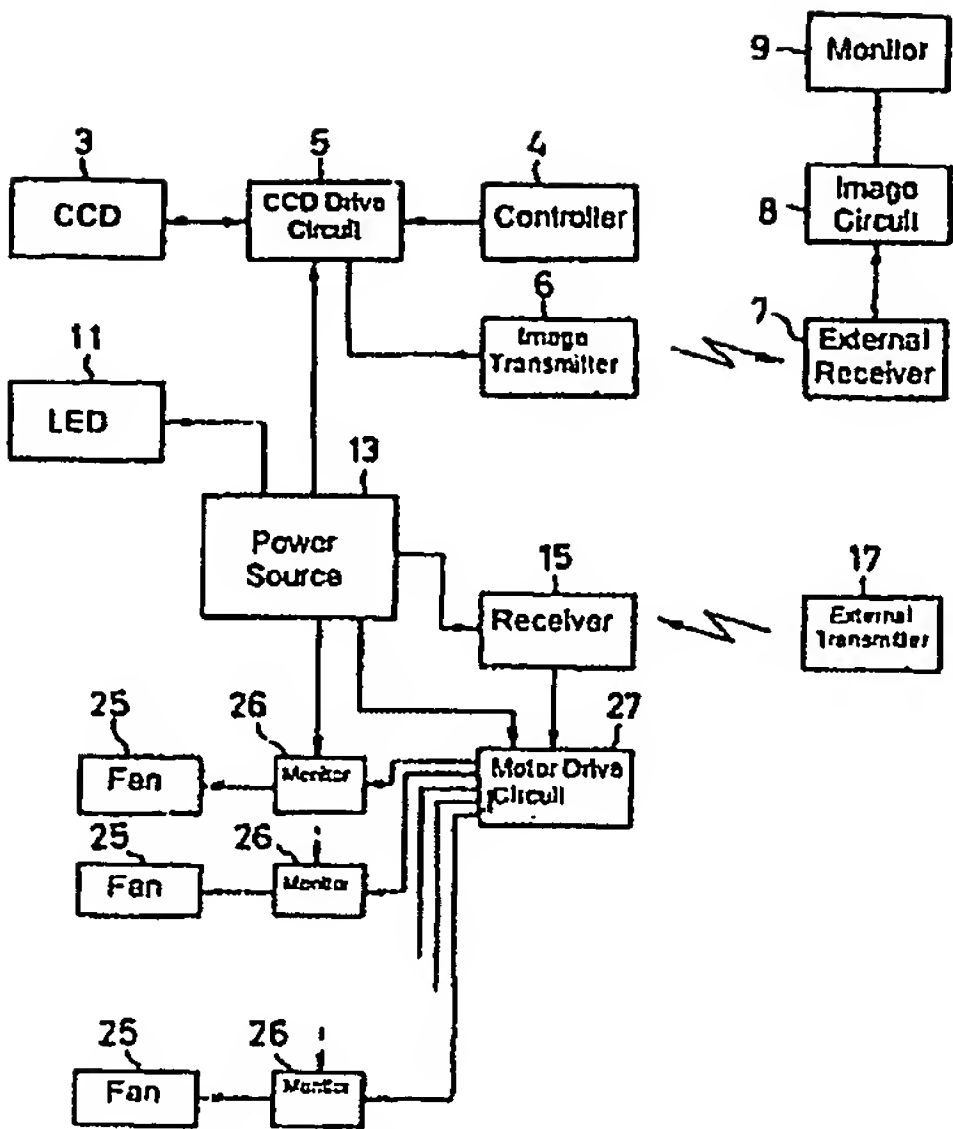


Figure 7

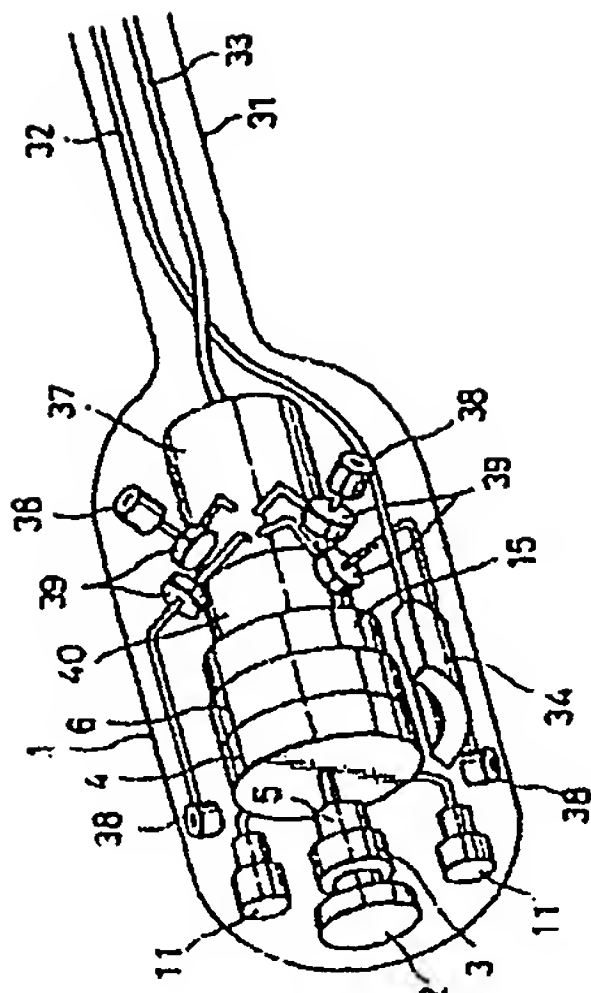


Figure 8

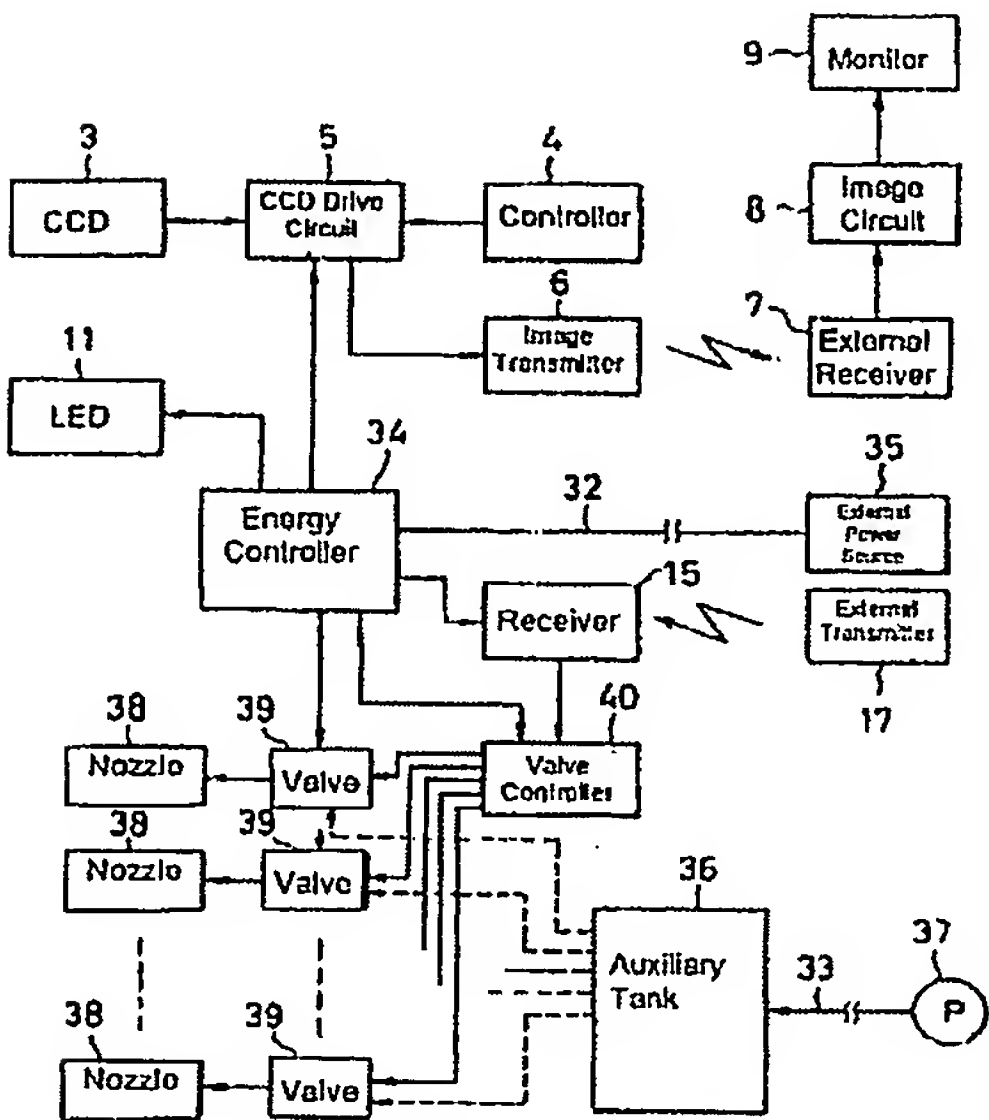


Figure 9

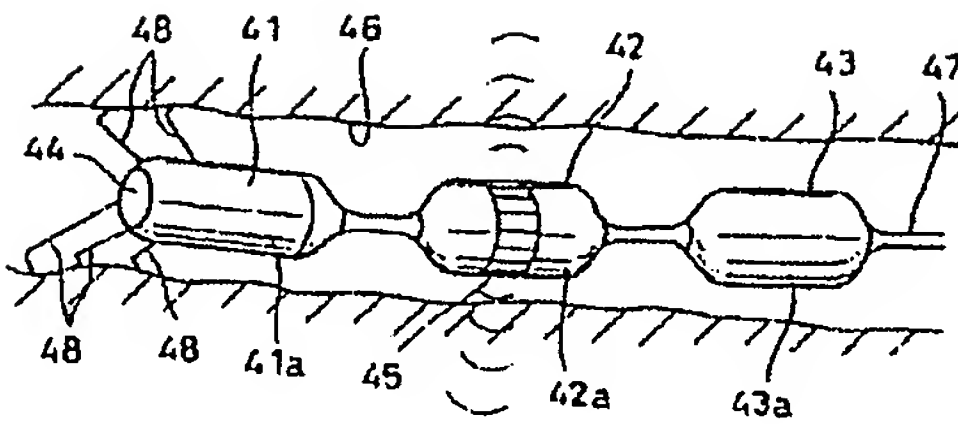


Figure 10

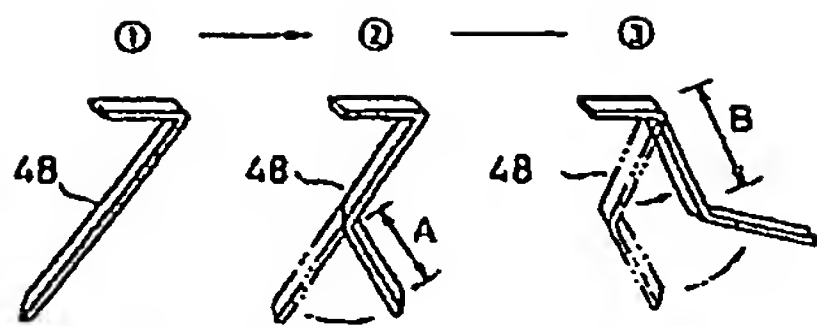


Figure 11

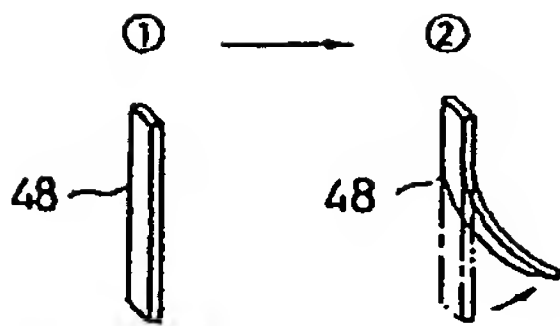


Figure 14

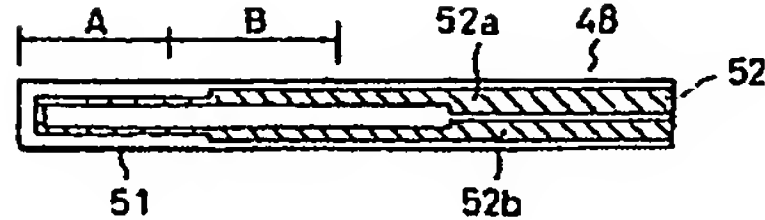


Figure 12

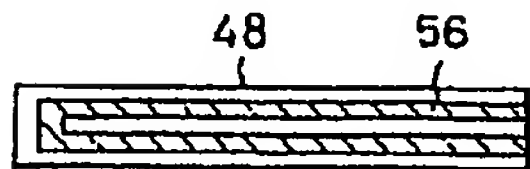


Figure 15

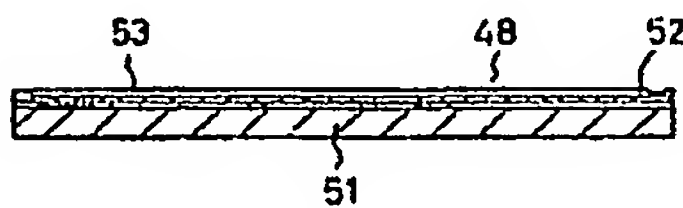


Figure 13

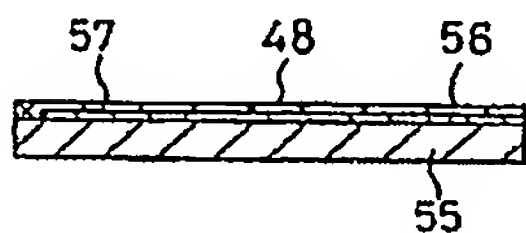


Figure 16

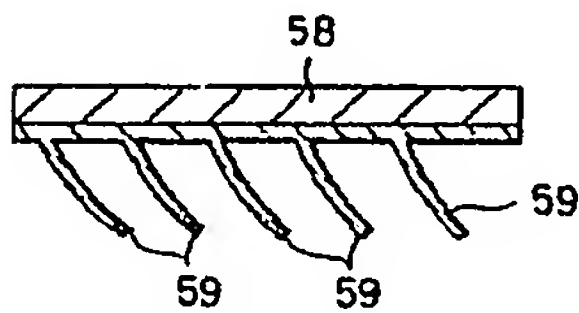


Figure 17

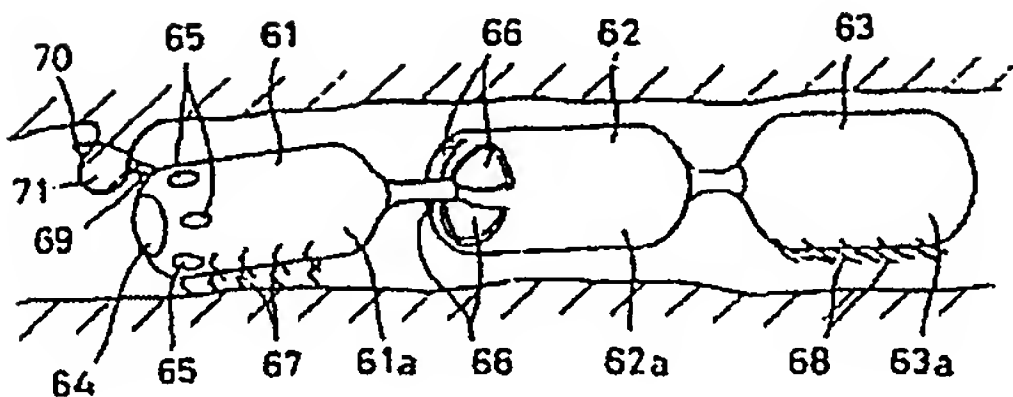


Figure 20

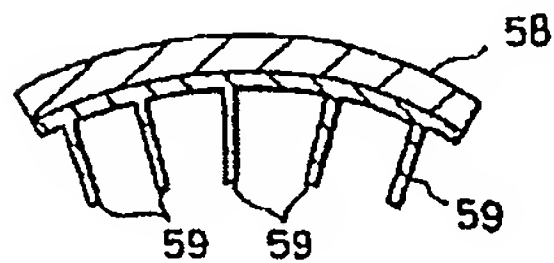


Figure 18

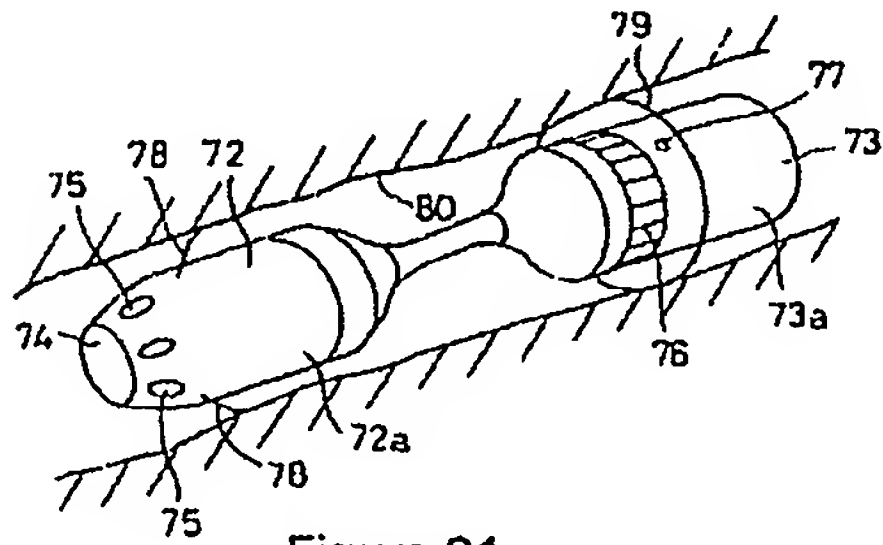


Figure 21

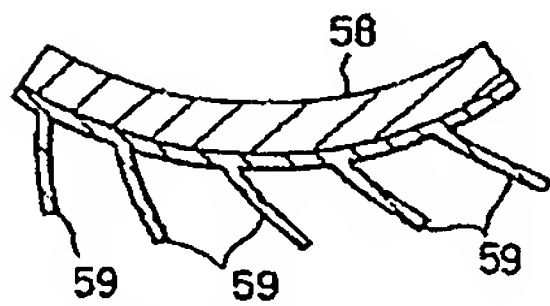


Figure 19

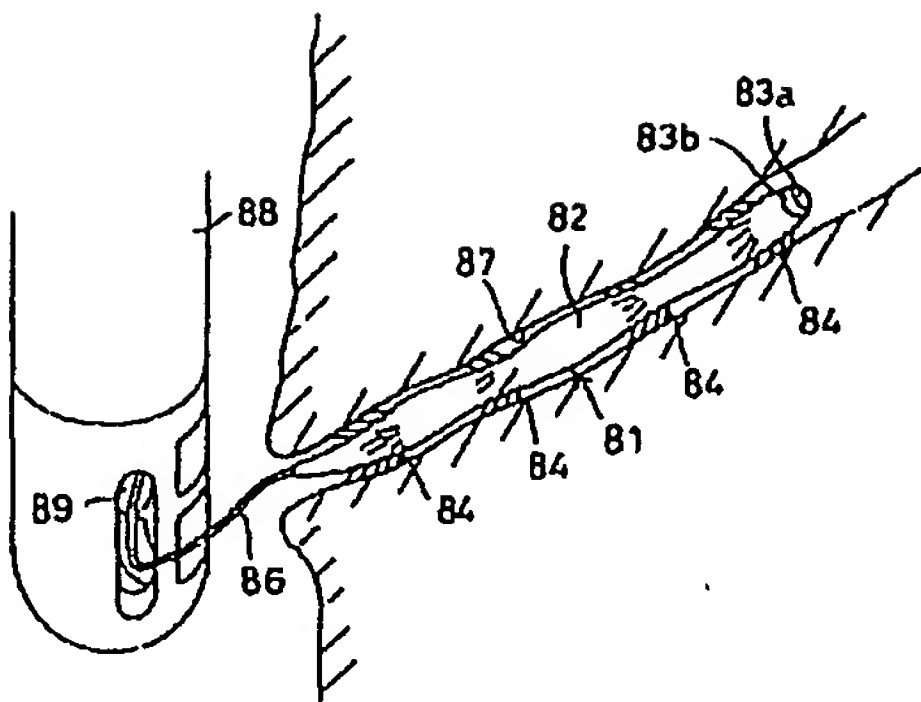


Figure 22

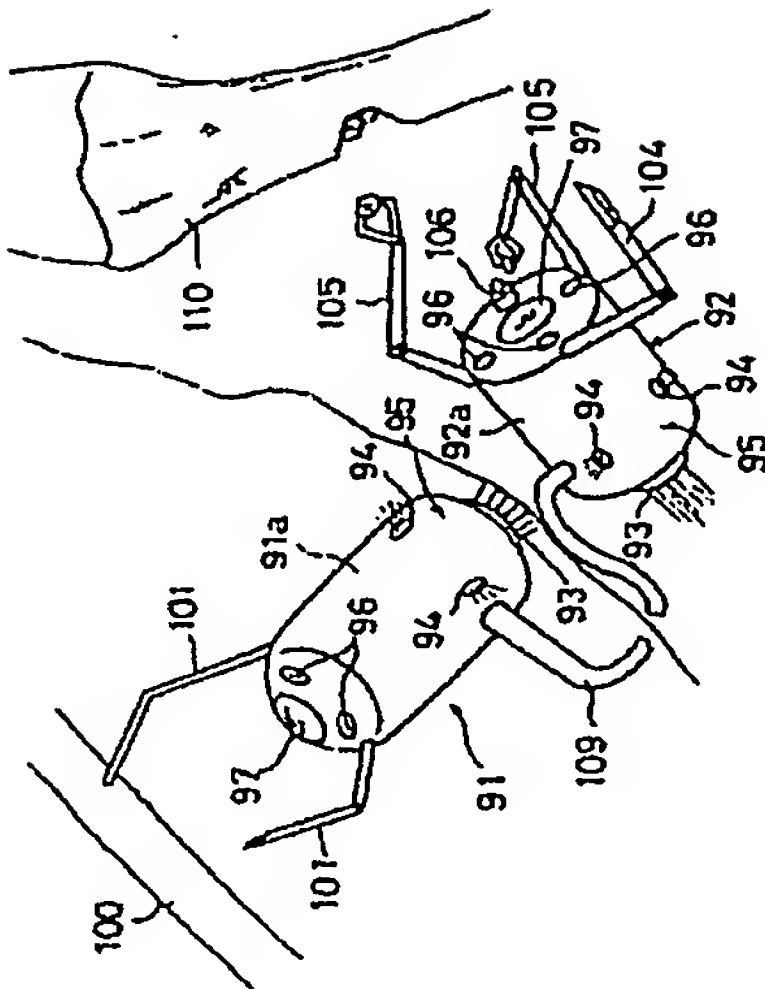


Figure 23

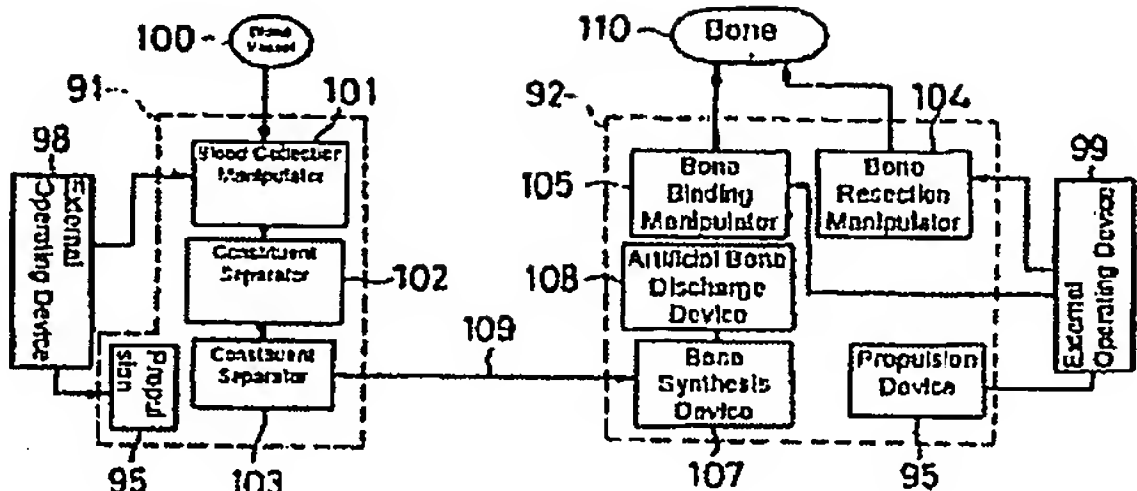


Figure 24

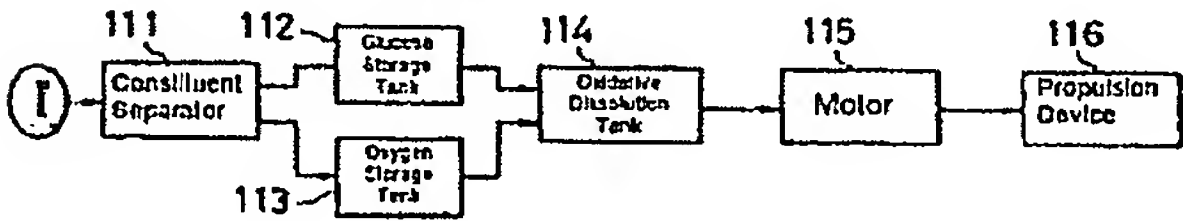


Figure 25

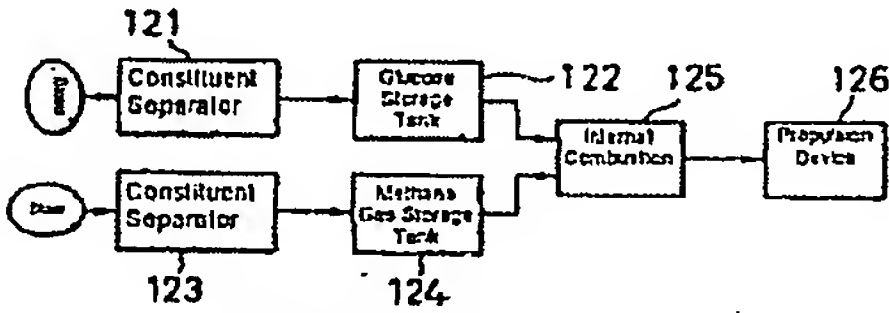


Figure 26

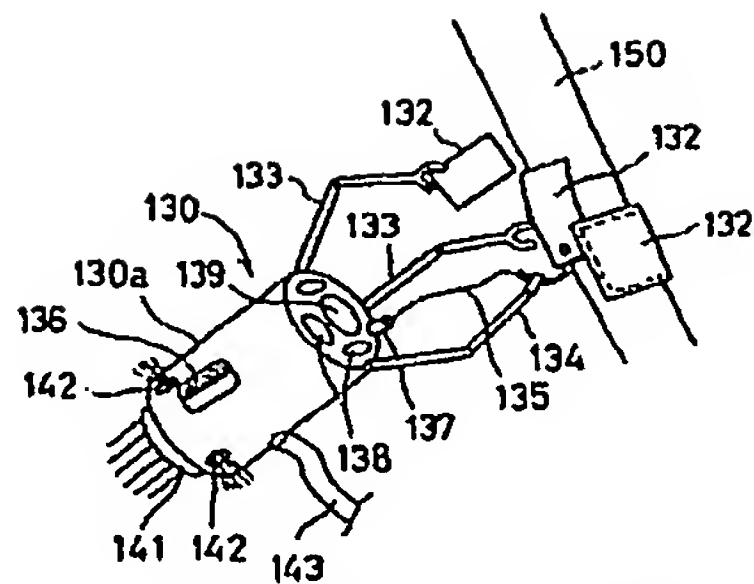


Figure 27

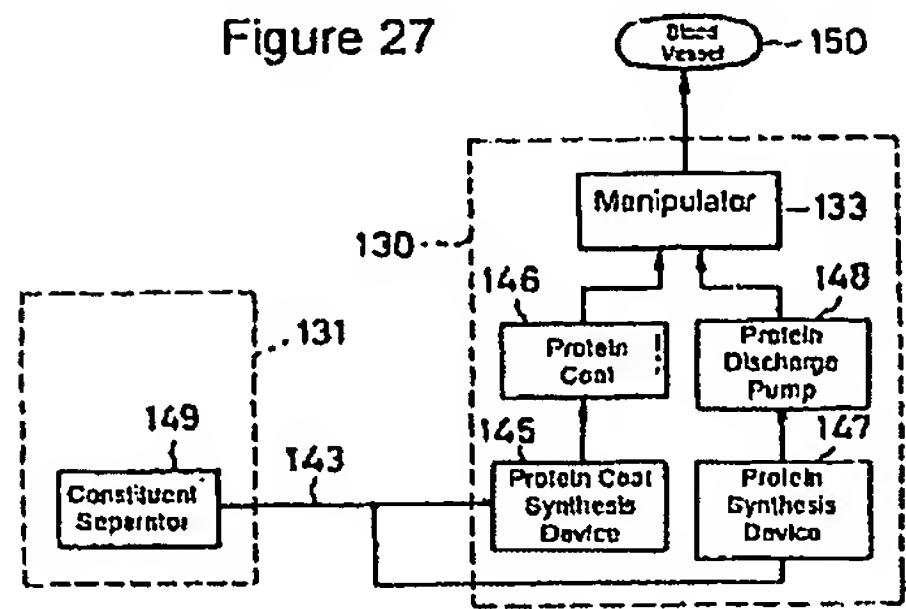


Figure 28

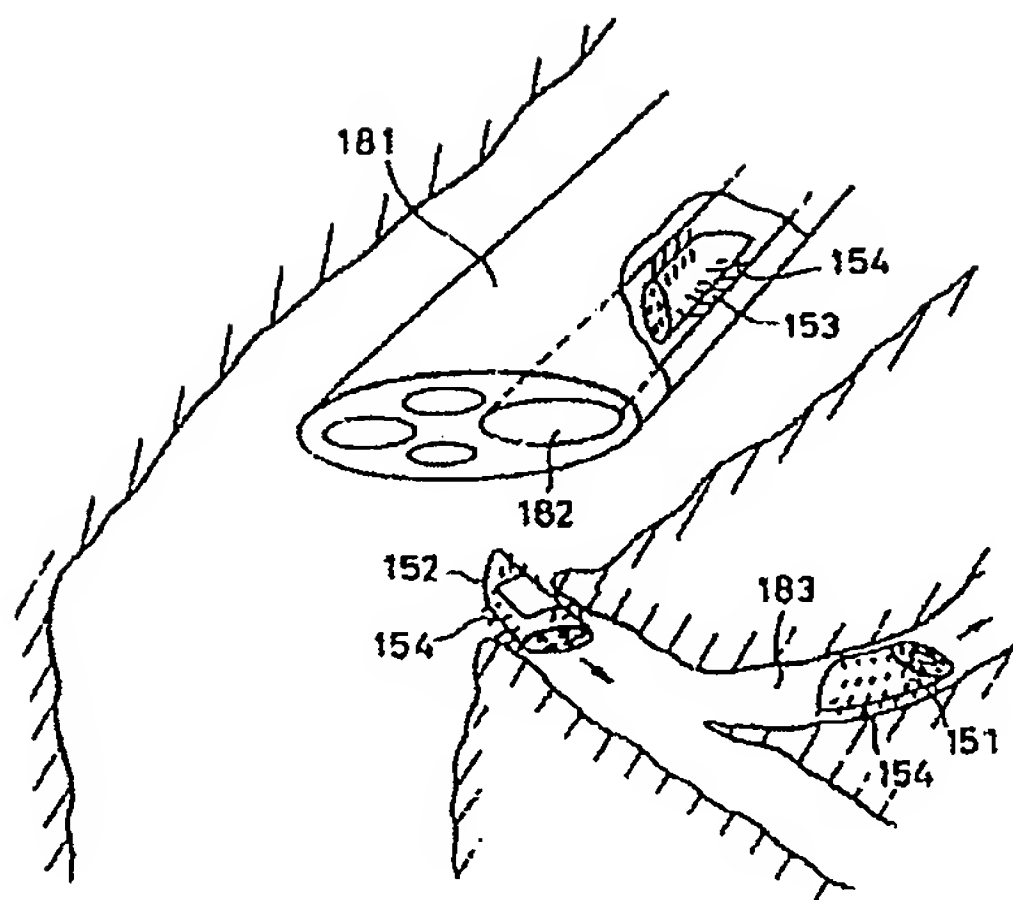


Figure 29

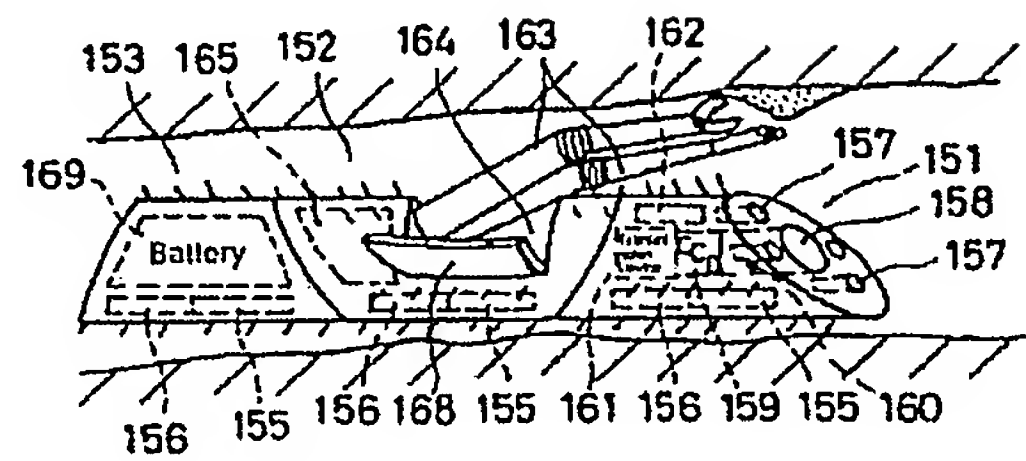


Figure 30

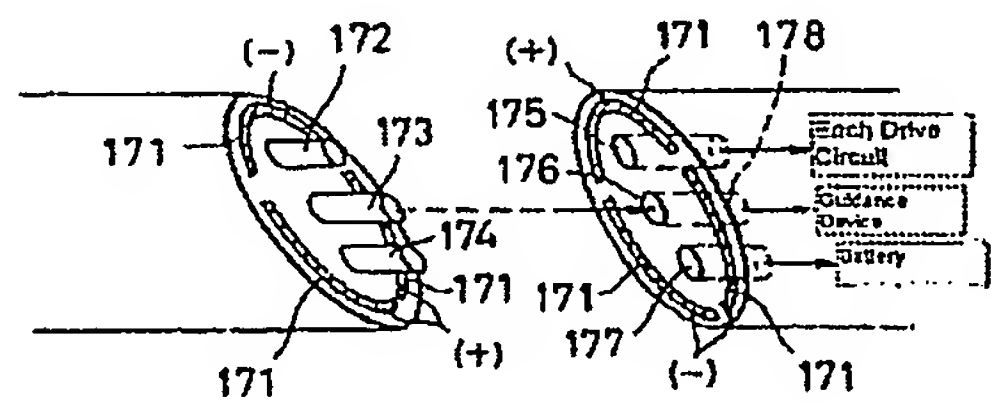


Figure 31



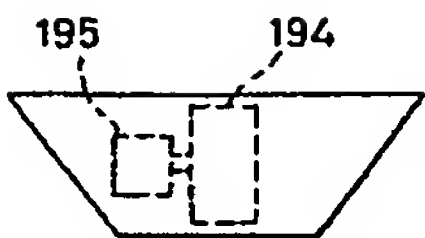


Figure 32

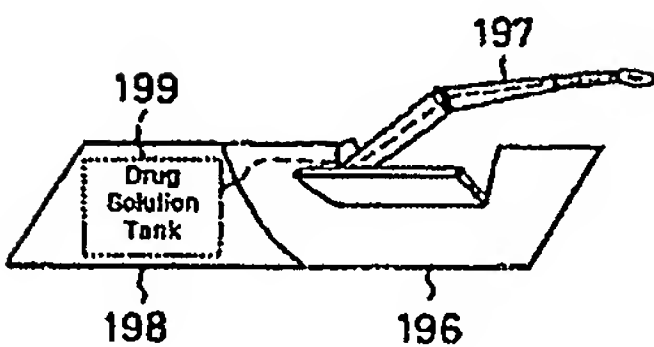


Figure 33

Continuation of Page 1

(51) Int. Cl. <sup>5</sup>		Identification	JPO file number
A 61 B	17/00	symbols	7807-4C
A 61 B	8/14	320	9052-4C
A 61 F	2/06		7603-4C
	2/28		7603-4C
B 64 G	1/66	Z	8817-3D
(72) Inventor: Shoichi Gotanda		Olympus Optical Co., Ltd , 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo	
(72) Inventor: Masahiro Koda		Olympus Optical Co., Ltd , 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo	
(72) Inventor: Yutaka Oshima		Olympus Optical Co , Ltd., 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo	
(72) Inventor: Tsutomu Okada		Olympus Optical Co. , Ltd., 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo	
(72) Inventor. Akira Suzuki		Olympus Optical Co., Ltd. , 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo	
(72) Inventor: Eiichi Fuse		Olympus Optical Co. , Ltd , 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo	
(72) Inventor: Masaaki Hayashi		Olympus Optical Co. , Ltd. , 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo	

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

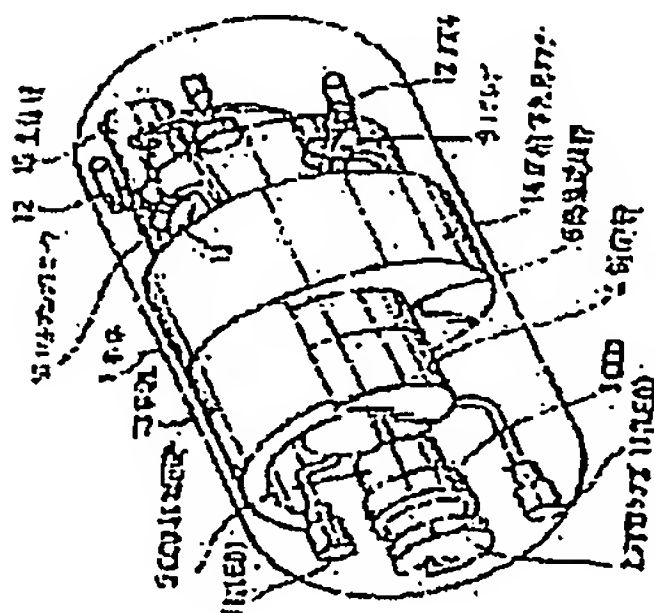
(11) Publication number : 04-144533  
 (43) Date of publication of application : 19.05.1992

(51) Int. Cl. A61B 1/00  
 A61B 5/14  
 A61B 17/00  
 // A61B 8/14  
 A61F 2/06  
 A61F 2/28  
 B64G 1/66

(21) Application number : 02-268866 (71) Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22) Date of filing : 05.10.1990 (72) Inventor : ADACHI HIDEYUKI  
 UEDA YASUHIRO  
 TABATA TAKAO  
 GOTANDA SHOICHI  
 KUDO MASAHIRO  
 OSHIMA YUTAKA  
 OKADA TSUTOMU  
 SUZUKI AKIRA  
 FUSE EIICHI  
 HAYASHI MASAOKI

## (54) ENDOSCOPE



## (57) Abstract:

PURPOSE: To facilitate inspection, etc., to reduce intrusiveness, and to extend inspection range by controlling the main body for executing telemetry transmission of an image signal from an observing means so that the direction of inertia force can be switched to the different direction, floating it in a zero gravity space and using it.

CONSTITUTION: In a minute gravity space or in a zero gravity space, this endoscope is inserted into a body-cavity of a patient. In the body-cavity, a main body 1 is in a floating state. In such a state, in the case it is desired to vary or advance the attitude of the main body 1, it is operated by

operating an external transmitting part placed in the outside of the body and executing telemetry transmission of a signal to a receiving part 15 of the endoscope. In accordance with the contents of the signal received by the receiving part 15, a valve controller 16 opens a prescribed valve 9 repeatedly for a short time each, and emits singly and repeatedly compressed air from a tank 14. By a reaction at the time of emitting singly compressed air from a nozzle 12, inertia force works on the main body 1. In such a state, in accordance with the blowout direction from the nozzle 12, inertial navigation, that is, a conversion of the direction and a movement of the main body 1 can be executed.

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平4-144533

⑬ Int.Cl.<sup>9</sup>

A 61 B 1/00  
5/14

識別記号

3 0 0 Z  
3 0 0 A  
3 0 0 Z

庁内整理番号

8117-4C  
8932-4C  
8932-4C※

⑭ 公開 平成4年(1992)5月19日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全15頁)

⑮ 発明の名称 内視鏡

⑯ 特 願 平2-268866

⑰ 出 願 平2(1990)10月5日

⑱ 発 明 者 安 達 英 之 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 植 田 康 弘 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑳ 発 明 者 田 畑 孝 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉑ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉒ 代 理 人 弁理士 坪 井 淳 外2名  
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

内視鏡

2. 特許請求の範囲

カプセル状の本体と、この本体に設けられた観察用手段と、上記本体に設けられ異なる方向の慣性力を選択的に発生する第1の手段と、この第1の手段による慣性力の発生およびその慣性力の向きを切り換える第2の手段と、この第2の手段を制御する信号を受信する第3の手段と、この第3の手段への信号および上記観察手段からの画像信号をテレメトリ伝送する第4の手段とを具備し、上記本体を微少重力空間あるいは無重力空間に浮遊させて使用されることを特徴とする内視鏡。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、特に微少重力空間または無重力空間において使用する内視鏡に関する。

〔従来の技術〕

体腔内やエンジン・配管等の内部を検査する内

視鏡は、これまで種々のものが提案され、かつ使用されてきた。

しかし、この従来の内視鏡は、いずれも地球上で使用されることを前提としたものである。それ故、重力の影響を受け、視野方向や移動方向を連続的に操作して変更するためには、大きな操作力を必要としていた。したがって、大きな駆動力を有する動力源および操作伝達系等を構成しなければならなかった。また、それに応じて構造が複雑で大型化する。

〔発明が解決しようとする課題〕

ところで、近年、ロケットや宇宙ステーション等を利用して宇宙で人間が生活する機会が徐々に増えてきている。宇宙空間においても、生体や機器内の検査が必要となってくることが当然に予想される。

この場合、地球の引力圏から遠ざかるにつれ、重力は小さくなり、ついにはほぼ無重力空間になる。こうした環境における内視鏡の操作は、これまでの内視鏡のものとは異なる発想で考えなけれ

はならないが、未だ、そのような環境で使用されるべき内視鏡は、知られていない。

本発明は上記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、微少重力空間または無重力空間において、検査等の容易性、低侵襲性、検査範囲の拡大が図れる内視鏡を提供することにある。

#### 【課題を解決するための手段および作用】

上記課題を解決するために本発明は、カプセル状の本体と、この本体に設けられた観察用手段と、上記本体に設けられ異なる方向の慣性力を選択的に発生する第1の手段と、この第1の手段による慣性力の発生およびその慣性力の向きを切り換える第2の手段と、この第2の手段を制御する信号を受信する第3の手段と、この第3の手段への信号および上記観察手段からの画像信号をテレメトリ伝送する第4の手段とを具備し、上記本体を微少重力空間あるいは無重力空間に浮遊させて使用されることを特徴とする内視鏡である。

モニターで内視鏡が観察する視野像を写し出すようになっている。

また、本体1の先端壁部において、対物レンズ2の上下部位には照明手段としてのLED11が設けられている。

さらに、本体1の後端壁部の周囲には等角間隔でそれぞれ斜め側後方へ向いた複数のノズル12を形成してなり、この各ノズル12は個別にバルブ9を介してタンク14に接続されている。タンク14には圧縮空気が充填されている。各バルブ9は、受信部15によって操作されるバルブコントローラ16からの信号を受けて開閉するようになっている。受信部15は体外送信部17からの送信を受けて作動するようになっている。

上記画像送信部6から体外受信部7、または体外送信部17から受信部15への信号のテレメトリ伝送は、その環境に応じて使用可能な例えば無線や超音波等を利用した手段によって行われる。また、CCD駆動回路5、LED11、各バルブ9、受信部15、バルブコントローラ16などが

#### 【実施例】

第1図ないし第3図は本発明の第1の実施例を示すものである。

第1図中1は内視鏡の本体であり、これは先端壁部と後端壁部とを球形、中間部を筒形としたカプセル形状となっている。この本体1の内部には後述するような種々の必要な部品が組み込まれている。そして、この内視鏡は微少重力空間または無重力空間において単独で浮遊するようになっている。

本体1の先端壁部にはその中央に位置して観察手段の対物レンズ2が設けられている。対物レンズ2の内側には固体撮像素子、例えばCCD3が設置されており、このCCD3には制御部4によって制御されるCCD駆動回路5を固めている。そして、CCD3は対物レンズ2を通じて結像する視野を撮像信号に変換する観察用手段を構成する。この信号は画像送信部6を通じて体外受信部7へ送信するようになっている。体外受信部7で受信した信号は映像回路8で映像信号に変換され、

必要とする電力は、電源（蓄電池）13から供給を受けるようになっている。

なお、第1図で示すように、上記タンク14は、本体1内中央に配置されている。本体1内のタンク14より先端側に位置して画像送信部6と制御部4が設置され、これの上側部には電源13が設置されている。また、受信部15は本体1の後端壁部に設置されている。

次に、上記構成の内視鏡の作用を説明する。微少重力空間あるいは無重力空間において、この内視鏡を患者の体腔内に入れる。体腔内において本体1は浮遊状態にある。この状態で本体1の姿勢を変えたり、前進させたりしたい場合、体外にある体外送信部17を操作して内視鏡の受信部15へ信号をテレメトリ伝送して操作する。受信部15で受けた信号の内容に応じてバルブコントローラ16は、所定のバルブ9の開放を短時間ずつ繰り返して、タンク14からの圧縮空気を単発的に繰り返し放出する。ノズル12から圧縮空気を単発的に放出するときの反動で本体1に慣性力（推



進力)が働く。そして、ノズル12からの噴出方向に応じて慣性航行、つまり、本体1の向きの変更および移動を行うことができる。なお、第3図はバルブ駆動信号、バルブの開放(圧縮空気の放出時間)、本体1の移動量の関係を示している。

しかして、この内視鏡によれば、微少重力空間または無重力空間において、本体1の向きを変更したり移動したりできるから、これによる検査の容易性、低侵襲性、検査範囲の拡大等が図れる。

なお、本体1の外面部にそれぞれ異なる向きの複数の測長センサを設け、慣性航行を行う場合、この測長センサによって回りの壁から本体1までの距離を逐次測定して位置を監視するようにしてもよい。また、例えば本体1の側面の上下左右それぞれに設けた測長センサによって各側方の障壁までの距離のそれぞれのデータの変化を求め、変化がない場合にはそのまま維持し、変化がある場合にはその変化データにより本体1の動く向きおよび速度を求め、その動きとは逆の慣性力を与えるようにしてもよい。

この実施例ではファン25を選択的に駆動することにより周囲の流体を巻き込んで吹き出し、その反動で本体1に対する推進力、姿勢制御を行うことができる。その他の構成や作用は上記第1の実施例のものと略同じである。

第8図ないし第9図は本発明の第4の実施例を示すものである。この実施例では本体1の後端から、可撓性チューブからなるケーブル31が導出し、このケーブル31内にはエネルギー伝送ライン32および加圧チューブ33が併設されている。エネルギー伝送ライン32は本体1内のエネルギー制御部34と体外電源部35とを接続している。加圧チューブ33は本体1内の予備タンク36と体外にあるポンプ37とを接続している。さらに、本体1の外面部にはそれぞれ異なる位置または向きの複数のノズル38が設けられている。例えば本体1の比較的前部の外面の上下左右部位には垂直方向へ向けたノズル38を設け、本体1の比較的后部の外面には等角間隔で斜め側方へ向けた複数のノズル38を設けている。そして、この各

第4図ないし第5図は本発明の第2の実施例を示すものである。この実施例では本体1の後部における上下左右と後端の各部位それぞれに超音波を発振する圧電素子21を設け、その発振する超音波によって本体1に慣性力(推進力)を与え得るようになっている。また、本体1内には受信部15で受けた信号によって操作される圧電素子駆動回路22が設けられ、上記圧電素子21を選択的に駆動するようになっている。そして、この第2の実施例においては、超音波によって推進力、姿勢制御を行うことができる。その他の構成や作用は上記第1の実施例のものと略同じである。

第6図ないし第7図は本発明の第3の実施例を示すものである。この実施例では本体1の後部における側面の3方向以上の部位と後端部位のそれぞれにファン25を設ける。この各ファン25はそれぞれのモータ26によって駆動されるようになっている。また、本体1内には受信部15で受けた信号によって操作されるモータ駆動回路27が設けられている。

ノズル38はそれぞれの電磁バルブ39を介して上記予備タンク36に接続されている。この予備タンク36には上記加圧チューブ33を通じて体外にあるポンプ37から常に加圧された流体が供給補充されている。電磁バルブ39は同じく本体1内に設置したバルブコントローラ40によって選択的に開放されるようになっている。また、バルブコントローラ40は、本体1内には受信部15で受けた信号によって操作される。その他の構成は上記実施例のものと略同様である。

この実施例では受信部15で受けた信号によって操作されるバルブコントローラ40で所定の電磁バルブ39を開放すると、予備タンク36からそれに対応したノズル38に加圧流体を供給して噴出する。そして、このときの反動で本体1に対する推進力、姿勢制御を行うことができる。また、各部へのエネルギーは体外電源部35からエネルギー伝送ライン32を通じて受け、エネルギー制御部34を通じて供給されている。その他の作用は上記第1の実施例のものと略同じである。

なお、内視鏡の本体を磁力によって慣性力を与え、推進や姿勢制御に利用することができる。つまり、本体に磁性体を付設し、これを磁場中に浮遊させるとともに、その磁場3次元的に変えることによって慣性力を与えるものである。

第10図ないし第13図は本発明の第5の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとしての血管内自走式検査装置に係る。すなわち、この装置は第10図で示すように複数のカプセル部41、42、43を有し、一列に連ねられている。最先端のカプセル部41における本体41aの先端には前方の視野2次元像を得る超音波式撮像素子44を設けている。中間のカプセル部42における周面には超音波素子45を全周的に設けて血管46の断面方向の超音波断面像を得るようになっている。最後端のカプセル部43はテレメトリ機能部品を組み込んでいる。また、この最後端のカプセル部43の後端からは回収用のケーブル47が導出している。

さらに、最先端のカプセル部41の前部におけ

る端部のA部が屈曲する。ついで、加熱が進むと、第11図③で示す状態にB部が屈曲する。このようにA部からB部へ順に曲げることでより自走用脚48の蹴り作用がなされるのである。また、自走用脚48の蹴り作動後、上記通電を止めると自然放熱して第11図①の状態に戻る。なお、上記部材51を1方向性の形状記憶合金で形成した場合には上記通電を止めた後、その部材51および絶縁膜53などの弾性復元力で第11図①の状態に戻るようにする。

しかして、この血管内自走式検査装置において、最先端のカプセル部41にある複数の自走用脚48に蹴り動作を行わせると、この各自走用脚48で血管46の内壁を後方へ蹴り、カプセル部41を前進させる。そして、最先端のカプセル部41における超音波式撮像素子44により前方の視野2次元像を得て観察するとともに、中間のカプセル部42における超音波素子45を使用して血管46の断面方向の超音波断面像を得る。また、これらの操作や観察等の情報は、最後端のカプセ

ル周面から斜め側前方へ向けて突き出す後述するような複数の自走用脚48が全周にわたり等角間隔で取り付けられてる。この自走用脚48は第12図ないし第13図で示すように2方向性の形状記憶合金で形成した帯状の部材51の片面に通電加熱用の比較的電気的抵抗のある導電層52が貼り付けられている。導電層52は例えばニッケルから形成され、一端から他端に向かって平行な部分52a、52aの他端を連結してループ形状をなしている。また、上記部分52a、52aは一端側から他端側へその幅を段階的に小さくしてある。さらに、この導電層52の両面は電気的絶縁膜53によって被覆してある。そして、導電層52における部分52a、52aの幅が狭い一端側を基部部としてこれを第11図④で示すように折り曲げて上記最先端のカプセル部41に取り付ける。このような自走用脚48を作動させるには上記導電層52に通電し、これを電気的抵抗熱で発熱させると、導電層52の先端側が先に高い温度で加熱され、最初に第11図④で示す状態に先

端部43のテレメトリ機能によって処理する。これらを回収するにはケーブル47を引いて行うことができる。

なお、自走用脚48が蹴り動作をしていない場合には、その自走用脚48が側斜め前方へ延びてそれぞれの先端が血管46の内壁に当たり、カプセル部41、42、43を保持する。

この種の自走式検査装置としては簡単な構造で細くできるため、血管内はもちろんそれ以外の細い腔内にも使用できる。また、自走用脚48の構造としては上記構成のものに限らず、第14図ないし第16図で示すようなバイメタル原理のものであってもよい。すなわち、これは帯状の樹脂製部材55の片面にループ状に形成した通電加熱用のニッケル層56を貼り付けてなり、ニッケル層56は電気的絶縁膜57によって覆われている。しかして、ニッケル層56に通電することによりそれを発熱させると、第14図①の直線的な状態から第14図②の湾曲する状態に変化する。つまり、蹴り動作を行なわせることができる。ま

た、上記通電を停止することで第14図Dの直線的な状態に復帰する。これによれば、自走用脚48がマイクロ化することにより高速な応答が実現する。

また、自走用脚としてバイモルフ圧電素子を利用して構成するようにしてもよい。例えば、第17図ないし第19図は、その一例を示すものである。この例はバイモルフ圧電素子58の片面に複数の脚部59を間隔をあけて斜め後方へ向けて突出してなり、通常は第17図で示す状態にあるが、そのバイモルフ圧電素子58を第18図で示す湾曲状態と第19図で示す湾曲状態とを繰り返すことにより各脚部59を加減させる。しかして、この動きを利用してカプセルを、いわゆる猫じゃらし式に前進または後退させることができる。

第20図は本発明の第6の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとしての大腸用自走式検査装置に係る。すなわち、この装置は複数のカプセル部61、62、63を有し、これらは一列に連結されている。最先端のカ

プセル部61における本体61aの先端には前方の視野を観察する対物レンズ64が設けられ、その内側に設けた図示しない撮像素子によって撮像するようになっている。また、対物レンズ64の周りには照明用窓65と処置具導出用孔（図示しない。）が設けられている。中間のカプセル部62は採取した試料を格納するもので、この前端面部には試料を取り込む抜取の開口66を有し、これより試料を吸引して採取するようになっている。最後端のカプセル部63はテレメトリ機能部品を組み込んでいる。

さらに、最先端のカプセル部61の下面には前進用の自走用脚67が設けられ、最後端のカプセル部63の下面には後退用の自走用脚68が設けられている。この各自走用脚67、68としては前述したような種々のものを利用できるが、その前進用と後退用のものとは、その蹴る向きを逆にして配設する。

しかして、この大腸用自走式検査装置において、最先端のカプセル部61にある自走用脚67に蹴

り動作を行わせると、各カプセル部61、62、63が前進する。最後端のカプセル部63にある自走用脚68に蹴り動作を行わせると、各カプセル部61、62、63が後退する。また、最先端のカプセル部61によって照明しながら観察できるとともに、処置具導出用孔からマニピュレータ69を導出して処置できる。第20図ではスネアワイヤ70を利用してポリープ71を切除する状態を示している。中間のカプセル部62では試料を吸引して採取し、格納することができる。また、これらの操作や観察等の情報は、最後端のカプセル部63のテレメトリ機能によって処理する。なお、後退用自走用脚68を設けたので、これらを回収する溜めのケーブルを設けなくてもよい。

第21図は本発明の第7の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとしての小腸用自走式検査装置に係る。すなわち、この装置は前後2つのカプセル部72、73を有し、これらは連結されている。最先端のカプセル部72における本体72aの先端には前方の視野を

観察する対物レンズ74が設けられ、その内側に設けた図示しない撮像素子によって撮像するようになっている。また、対物レンズ74の周りには照明用窓75と処置具導出用孔（図示しない。）が設けられている。後方のカプセル部73の本体73aの周面には全周的に配置した超音波素子76を設け、これによって周囲の組織の超音波断層像を得るようになっている。また、後方のカプセル部73には注排水用の孔77が設けられている。また、2つのカプセル部72、73の少なくとも一方にはテレメトリ機能部品を組み込んでいる。

さらに、最先端のカプセル部72の下面には抜取の位置停止用脚78が設けられている。この位置停止用脚78は、必要な位置で外方へ拡がり、カプセル部72をその位置で停止させるようになっている。この脚78としては前述したような種々のものを利用できる。後方のカプセル部73の周囲にはバルーン79が設けられていて、膨らむことにより小腸80の壁に当たるようになっている。

る。しかし、この小腸用自走式検査装置の各カプセル部72, 73は小腸80の蠕動運動で押入されるものである。

また、これらの操作や観測等の情報は、上記テレメトリ機能によって処理する。

第22図は本発明の第8の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとしての細管腔内用自走カプセル81に係る。すなわち、この自走カプセル81は可撓性のある長尺な本体82を有してなり、その長尺な本体82の先端には観察用対物レンズ83aとその照明窓83bを設けている。また、長尺な本体82の周面の、前後にある間隔を置いて複数部位には上述したような構成の自走用脚84が全周囲にわたり設けられている。そして、この自走用脚84を作動させることにより長尺な本体82を細管腔内で自走させながら挿入させることができるようになっている。また、この自走カプセル81の後端には可撓性のケーブル86が接続されている。このケーブル86を通じて照明光や画像信号（または

光像）等の伝送を行うようになっている。

そして、これを例えば胆管87に挿入する場合、自走カプセル81を内視鏡88のチャンネル89を通じて導入し、胆管87内に差し込んでから自走動作を行わせれば、その胆管87内に自走挿入させることができる。

第23図ないし第26図は、生体内即で治療を行うため、生体内に長時間留置するマイクロロボットを示している。第23図では2つの生体用マイクロロボット、つまり、血液採集ロボット91と骨補修ロボット92の例を示している。血液採集ロボット91は患者自身の血液を採集してその成分を分離する機能を持っている。骨補修ロボット92は上記成分を用いて骨を合成し、患者自身の骨を補修する機能を持っている。

具体的に述べれば、両方のロボット91, 92とも、そのカプセル本体91a, 92aには、前進用噴射口93と姿勢制御用噴射口94を有した推進装置95が設けられている。さらに、カプセル本体91a, 92aには、照明窓96と観察窓

97が設けられていて、生体内を観察できるようになっている。この観察した情報、および上記各噴射口93, 94の噴射動作の制御は、その各カプセル本体91a, 92aに組み込んだテレメトリ機能で、生体外の外部操作装置98, 99からの指令で遠行されるようになっている。血液採集ロボット91には、先端が注射針状にした血液採集用マニピュレータ101が設けられ、さらに、そのカプセル本体91a内には血液貯蔵タンク102、成分分離装置103が設けられている。上記推進装置95と血液採集用マニピュレータ101は外部操作装置98によって無線等を利用したテレメトリ伝送によって操作されるようになっている。成分分離装置103は、血液中よりカルシウム、リン、酸素等を分離する。

骨補修ロボット92には、骨切除用マニピュレータ104、骨組み用マニピュレータ105、人工骨出口106とが設けられている。骨補修ロボット92のカプセル本体92a内には骨合成装置107とポンプなどからなる人工骨吐出装置

108が設けられている。推進装置95、骨切除用マニピュレータ104、骨組み用マニピュレータ105は、外部操作装置99によるテレメトリ伝送によって操作されるようになっている。骨合成装置107では上記分離した元素からリン酸カルシウム系の物質を作り人工骨とする。

血液採集ロボット91の成分分離装置103と骨補修ロボット92の骨合成装置107とは物質輸送パイプ109によって連結されている。

上記血液採集ロボット91と骨補修ロボット92とのシステムをブロック的に示すと第24図で示すようになる。

しかし、この血液採集ロボット91と骨補修ロボット92とは、第23図で示すように生体内に長時間留置され、血液採集ロボット91により患者の血管100から血液を採取して貯蔵するとともに、その血液中から骨の合成に必要な成分を分離し、これを骨補修ロボット92の骨合成装置107に輸送し、補修に必要な人工骨を合成する。また、骨補修ロボット92は骨切除用マニピュレ



ータ104で患部の骨110の病変部を切除し、骨縫り用マニピュレータ105で人工骨吐出装置108から受け取った人工骨で補植する。

上記各ロボット91, 92の動力も生体中から得るようにする。この手段の1例を第25図で示す。すなわち、血液採集ロボット91の成分分離装置111では、採集した血液中より、ぶどう糖(C. H<sub>12</sub>O<sub>6</sub>)と酸素(O<sub>2</sub>)とを分離し、それぞれの貯蔵タンク112, 113に分離貯蔵しておく。そして、エネルギーが必要なとき、酸化分解装置114で酸化し、電気エネルギーを取り出す。この電気エネルギーで例えばモータ115等を駆動し、例えば推進装置116を操作駆動する。このように生体内からエネルギー源を入手するので、外部からの補給をする必要がなく、ロボットを長期に留置することが可能である。

また、生体から得る動力源として内燃機関であってもよい。第26図はこの場合の1例を示すものである。すなわち、血液中から酸素を分離する成分分離装置121とその酸素を貯蔵する酸素貯

蔵タンク122とを設ける。また、大便からメタンガスを分離する成分分離装置123とそのメタンガスを貯蔵するメタンガス貯蔵タンク124とを設ける。その酸素とメタンガスを燃焼して動作する内燃機関125を設けてなるものである。そして、エネルギーが必要なとき、その内燃機関125を作動してメタンガスを酸化して熱エネルギーを取り出す。これで、例えば推進装置126を駆動する。

なお、上記例では骨の補植についての場合であったが、血管の補植についても同じように利用できる。第27図はその場合の血管補植用ロボット130を示す。血液採集用ロボット131については上記同様のものである。

この血管補植用ロボット130は、そのカプセル本体130aに人工シート132の把持および操作用マニピュレータ133、縫合針操作用マニピュレータ134、たんぱく糸135を繰り出す吐出口136、人工シート(タンパク膜)132を出す取出し口137等が設けられている。また

照明窓138や観察窓139も設けられている。また、カプセル本体130aには前進用噴射口141と姿勢制御用噴射口142を有した推進装置が設けられている。

さらに、カプセル本体130aの内部には、第28図で示すように、血液採集用ロボット131から輸送パイプ143を通じて得た成分を利用してタンパク膜を合成するタンパク膜合成装置145、たんぱく膜を吐出するポンプ146、タンパク糸を合成するタンパク糸合成装置147、タンパク糸を吐出するポンプ148が設けられている。

しかして、血液採集用ロボット131ではその成分分離装置149において、採集した血液中からタンパク質を分離する。血管補植用ロボット130ではそのタンパク質の輸送を受けてタンパク膜たる人工シート132とタンパク糸135を合成し、ポンプ146, 148でそれぞれを必要に応じて送り出し、必要に供する。この動作は無線等を利用したテレメトリ伝送によって制御され

る。

血管補植用ロボット130は、その操作用マニピュレータ133と縫合針操作用マニピュレータ134を用いて血管150の例えば動脈瘤等に人工シート132を縫い付けて補植する。しかして、消費材である人工シート132とタンパク糸135は生体内で人手で、外部からの補給は不要である。したがって、長期間、生体内で機能させることができる。エネルギー源についても上記例の通りである。

第29図ないし第31図は他の方式の医療用体内ロボットを示すものである。すなわち、この医療用体内ロボットは分離された複数のマイクロロボット即ち151, 152, 153からなる。各マイクロロボット即ち151, 152, 153はその外面に前述したような走行用脚154がそれぞれ設けられていて、この走行用脚154を駆動することにより管腔内を独立して走行できるようになっている。この走行用脚154として、例えばマイクロロボット即ち本体の外周に環状に配置した圧

電素子に斜めに取り付けた剛毛からなり、その圧電素子の振動パターンに応じて前進または後退させ得るようになっている。また、前述したような走行用脚の方式を用いてもよい。

また、各マイクロロボット部151、152、153にはテレメトリ伝送用の受信装置155、走行用脚154のための駆動回路156が設けられている。さらに、第1のマイクロロボット部151には、LED等からなる照明手段157、対物レンズ158や撮像素子159等からなる観察手段160、送信装置161、誘導装置162が組み込まれている。撮像素子159で信号化した撮像信号は送信装置161で体外の受信装置に伝送される。また、誘導装置162は後述のマイクロロボット部152、153に、例えば電波を発して誘導信号を送る。第2のマイクロロボット部152には、生体処置用のマニピュレータ163を導出自在に格納する格納室164、マニピュレータ163を操作する駆動用モータ165、格納室164の開口部を開閉自在に覆う開閉カバ

る。また、凹部コネクタ176には受光素子178が設けられていて、これらLED173と受光素子178により前側のマイクロロボット部151、152の誘導信号で後側のマイクロロボット部152、153の近距離になったとき、互いの軸線を合わせて正確に位置決めするようになっている。

しかし、これらを使用する場合、各マイクロロボット部151、152、153は内視鏡181のチャンネル182を通じて例えば胆管等の目標体腔183の入り口に出る。そして、目標体腔183に最初のマイクロロボット部151を遠隔操作で送り出し、目走させて挿入前進させる。ここで、病変部を診断し、治療に適した次のマイクロロボット部152を送り込む。さらに、治療に時間がかかりそうな場合は、大容量の電源を供えたマイクロロボット部153を送り込む。

なお、第32図と第33図は他の形式のマイクロロボット部を示す。第32図で示すマイクロロボット部は観察や走行などの用途に使用する超音

波168等が組み込まれている。第3のマイクロロボット部153には、電源169等が組み込まれている。さらに、これらのマイクロロボット部151、152、153は通常独立して外部の制御手段からの無線等による信号を受けて体腔内を移動するが、第30図で示すように互いに連結して一体化（合体）できるようになっている。そして、エネルギーや信号の交換ができるようになる。

このための具体的な手段の一例を第31図で示す。すなわち、斜めの各結合端面には3分割された電磁石171が付設されており、それぞれの極性は対応するものと逆になっている。したがって、ドッキングの際に位置ずれを起こさない。さらに前方側の結合端面には電気信号伝送用コネクタ172、LED173、電源コネクタ174が突出して設けられ、後方側の結合端面にはそれらに対応した凹部コネクタ175、176、177が設けられている。電気信号伝送用コネクタ172は互いの駆動回路を接続する。電源コネクタ174は互いの電源を接続するようになっている。

波振動子194と駆動用モータ195を追加した構成のものである。第33図で示すマイクロロボット部196は注射針197を備え、これに連結されるマイクロロボット部198には翼状タンク199を備えたものである。

#### 〔発明の効果〕

以上説明したように本発明の内視鏡によれば、微小重力空間または無重力空間における使用に適し、その検査等の容易性、低侵襲性、検査範囲の拡大が図れる。

#### 4 図面の簡単な説明

第1図ないし第3図は本発明の第1の実施例を示し、第1図はその内視鏡の概略的な斜視図、第2図はその構成を示すブロック図、第3図は駆動時のタイムチャートである。第4図は本発明の第2の実施例の内視鏡の概略的な斜視図、第5図はその構成を示すブロック図である。第6図は本発明の第3の実施例の内視鏡の概略的な斜視図、第7図はその構成を示すブロック図である。第8図は本発明の第4の実施例の内視鏡の概略的な斜視

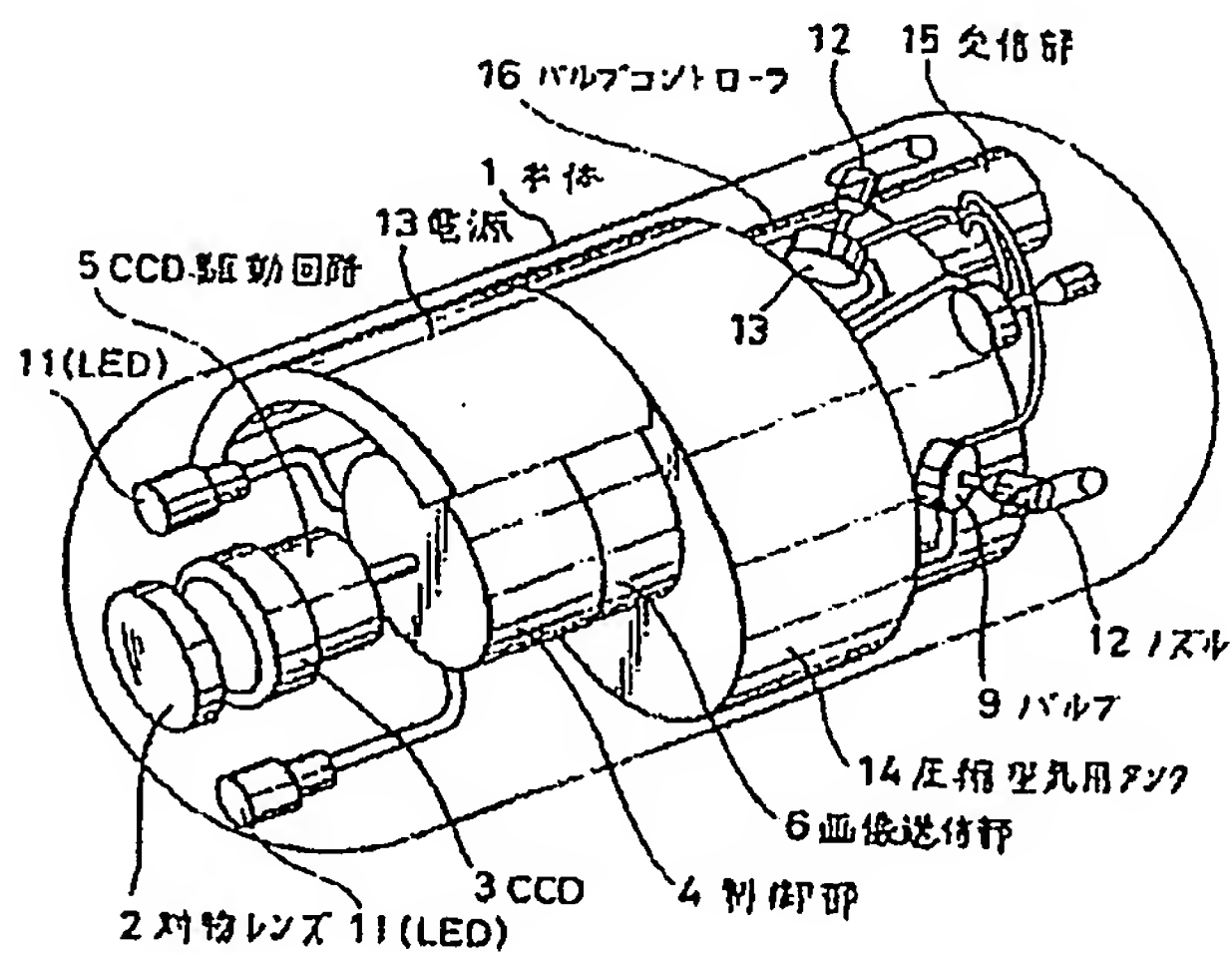
図、第9図はその構成を示すブロック図である。第10図ないし第13図は本発明の第5の実施例を示し、第10図はその使用状態における側方から見た図、第11図は走行用脚の動作説明図、第12図はその走行用脚の平面図、第13図はその走行用脚の断面図である。第14図ないし第16図はその走行用脚の変形例を示し、第14図はその走行用脚の動作を示す斜視図、第15図はその走行用脚の平面図、第16図はその走行用脚の断面図である。第17図ないし第19図は他の走行用脚の断面図である。第20図は他の例の使用状態を示す概略的な斜視図である。第21図はさらに他の例の使用状態を示す概略的な斜視図である。第22図はさらに他の例の使用状態を示す概略的な斜視図である。第23図は医療マイクロロボットの斜視図、第24図ないし第25はそのブロック構成図である。第26図は他の変形例を示すブロック構成図である。第27図は他の医療マイクロロボットの斜視図、第28図はそのブロック構成図である。第29図および第30図はさらに他

の医療マイクロロボットの斜視図、第31図はその端面部分の拡大した斜視図、第32図と第33図は他の変形例を示すロボットの斜視図である。

1・本体、2・対物レンズ、11・LED、12・ノズル、14・タンク、15・受信部、21・圧電素子、25・ファン、26・モータ、38・ノズル。

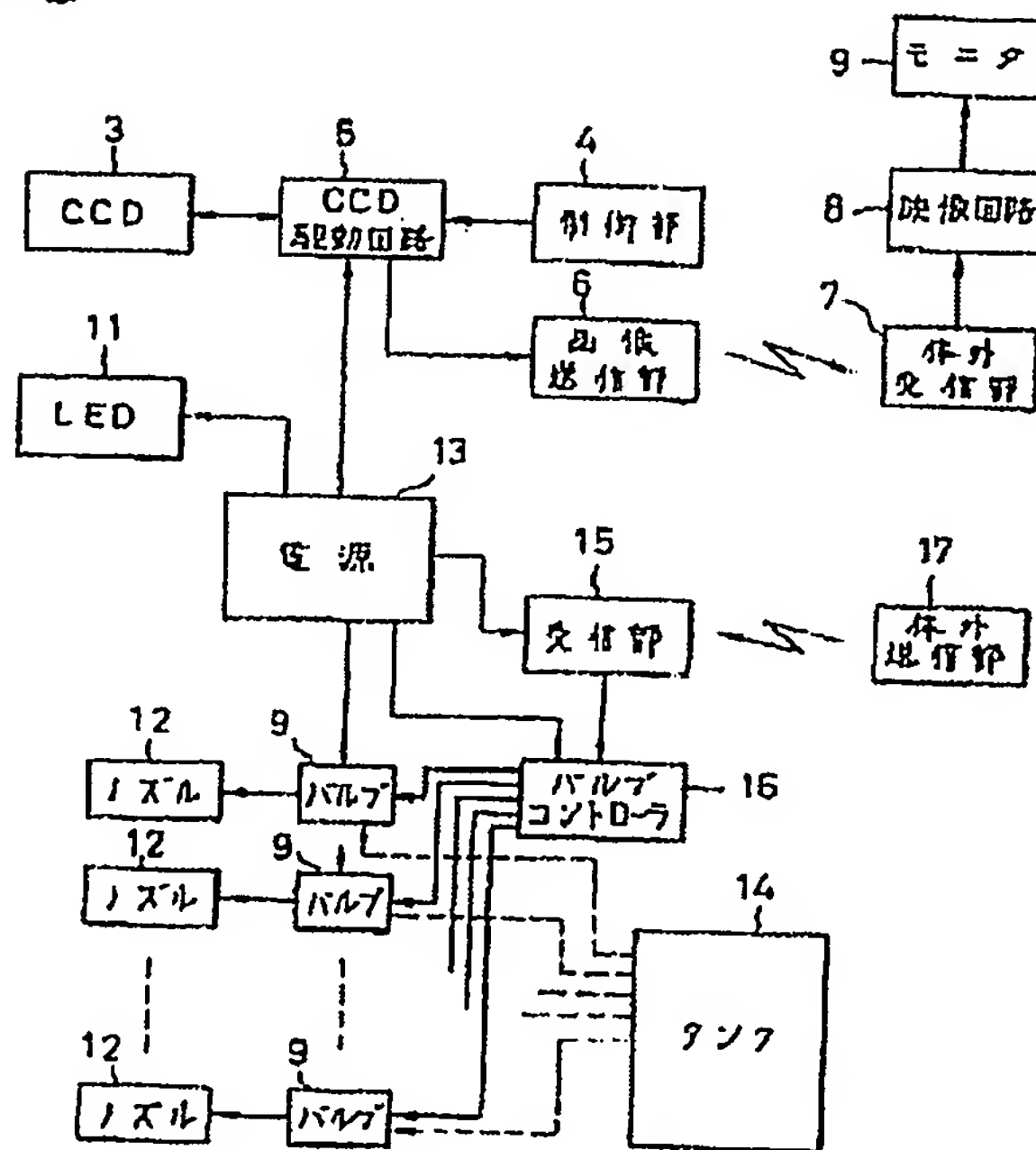
出願人代理人 弁理士 坪 井 淳

Fig. 1



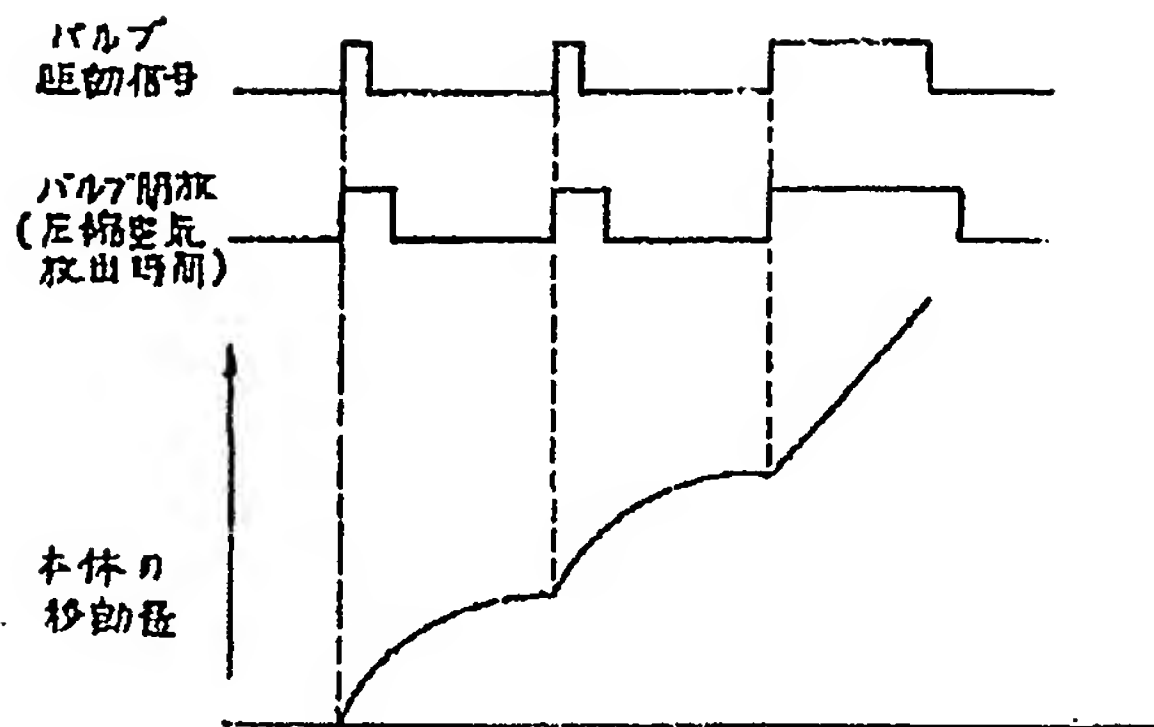
第 1 図

Fig. 2



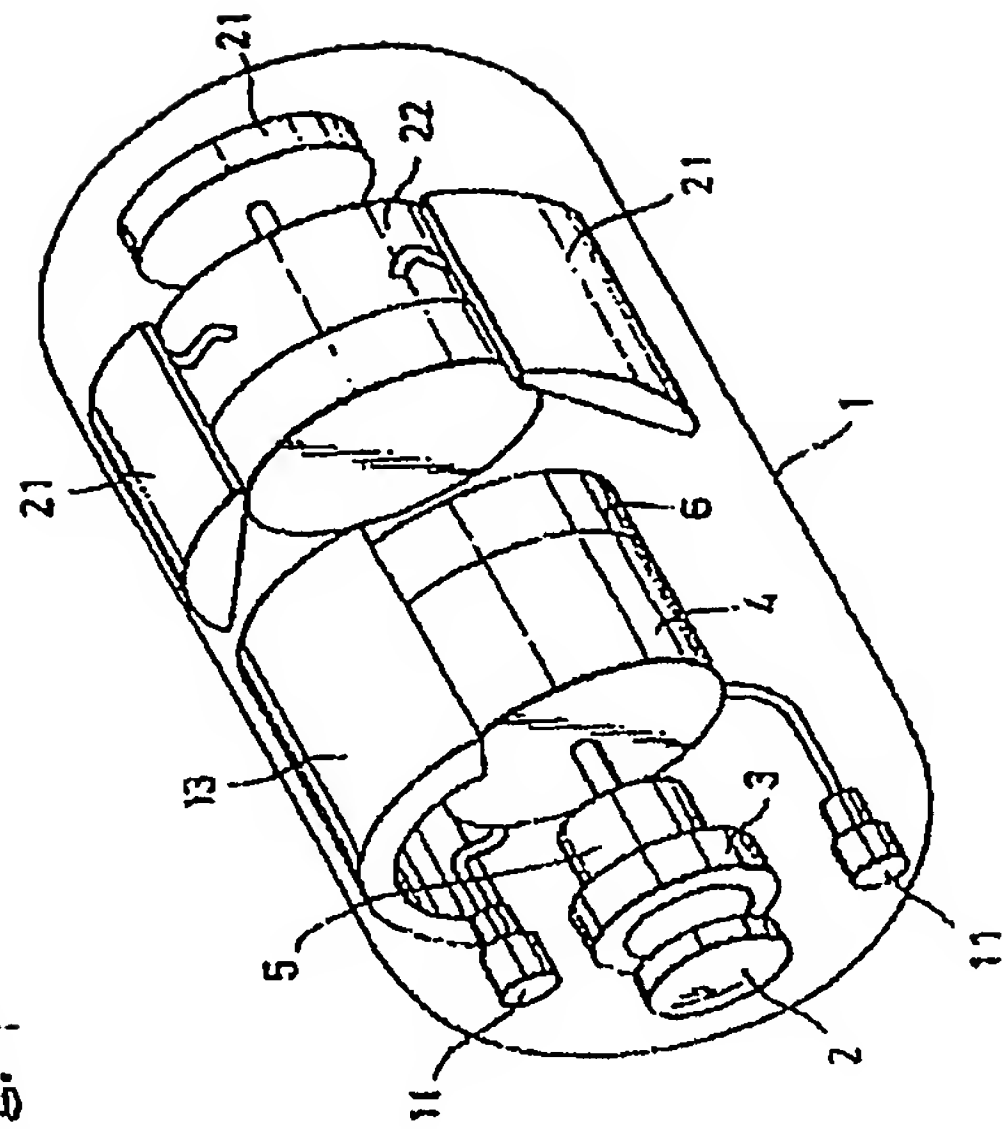
第 2 図

Fig. 3



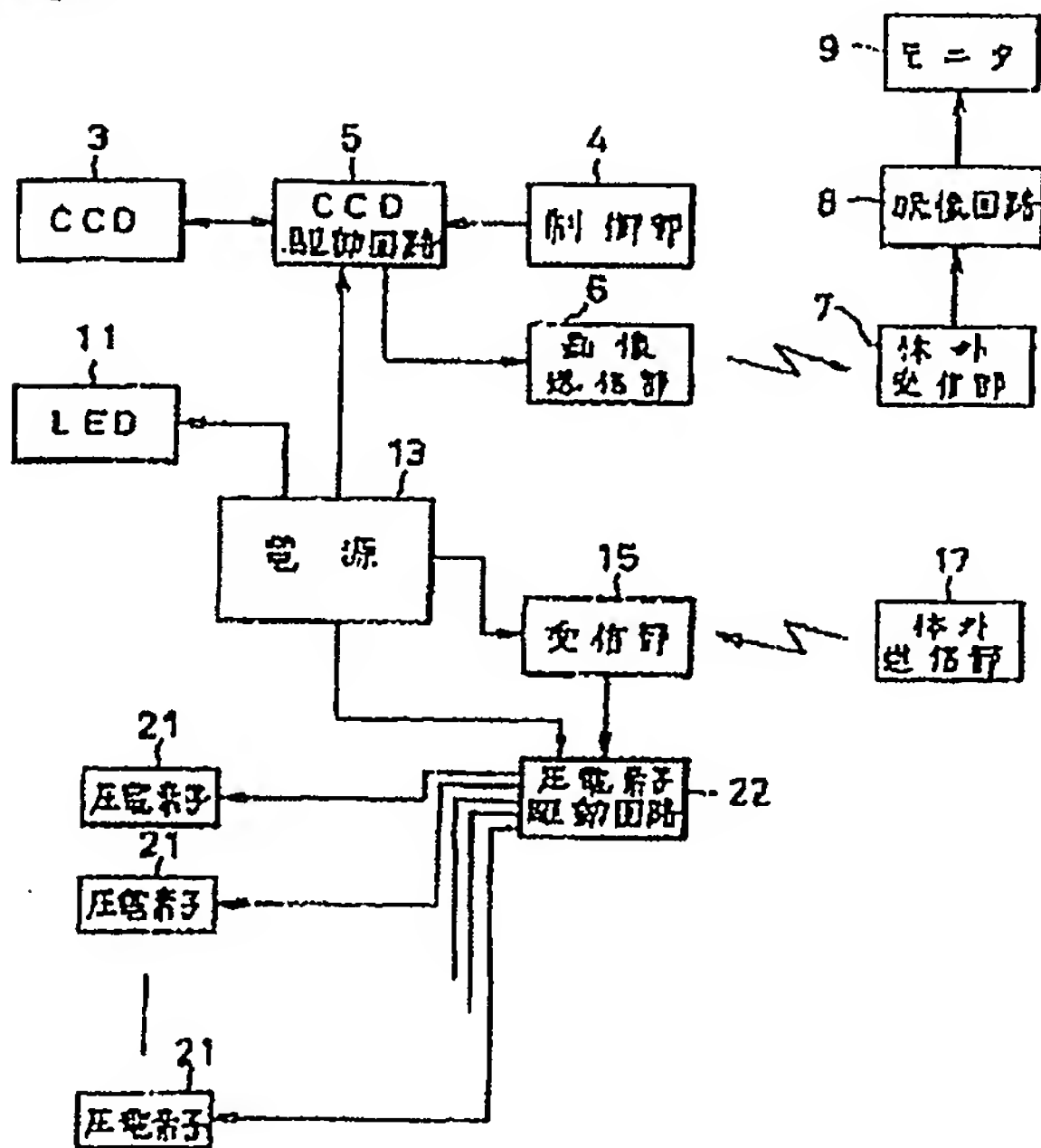
第 3 図

Fig. 4



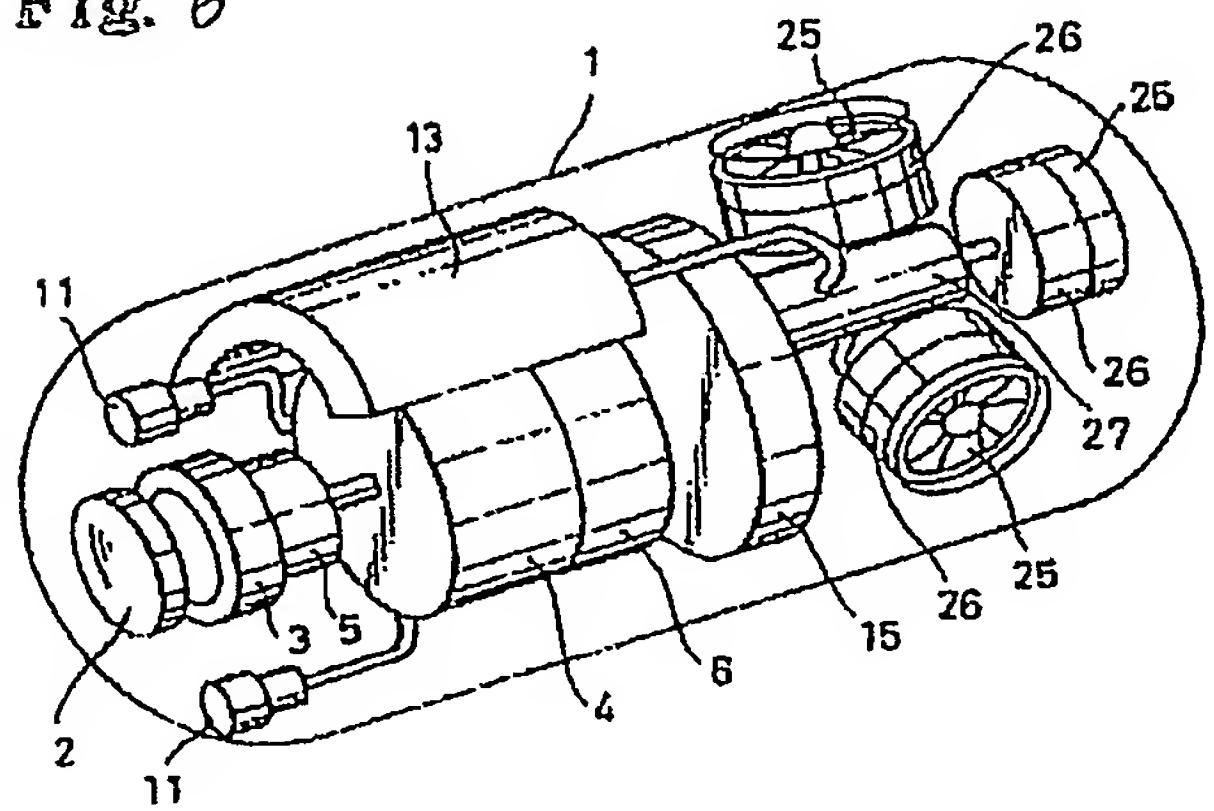
第 4 図

Fig. 5



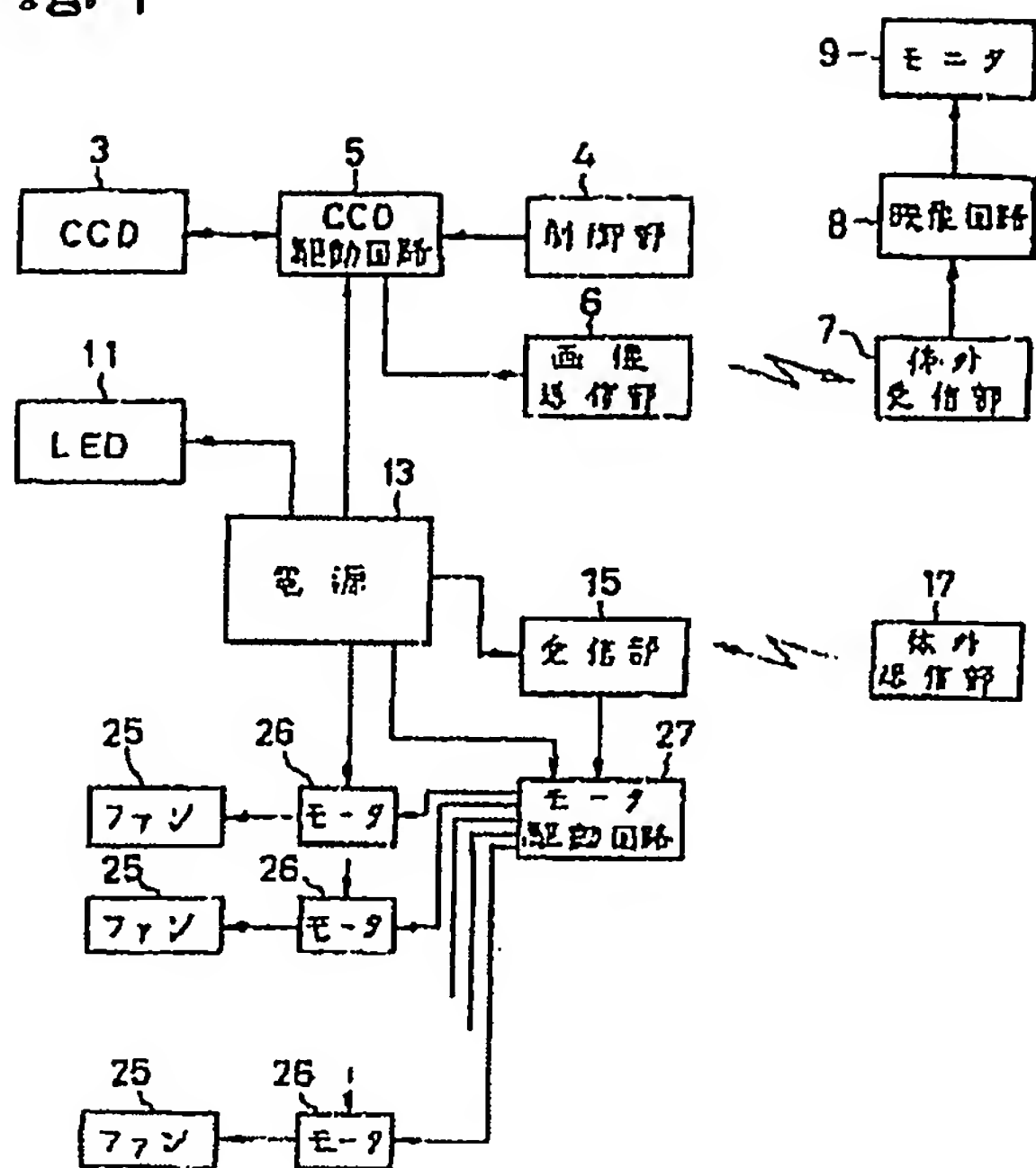
第 5 図

Fig. 6



第 6 図

Fig. 7



第 7 図

Fig. 8

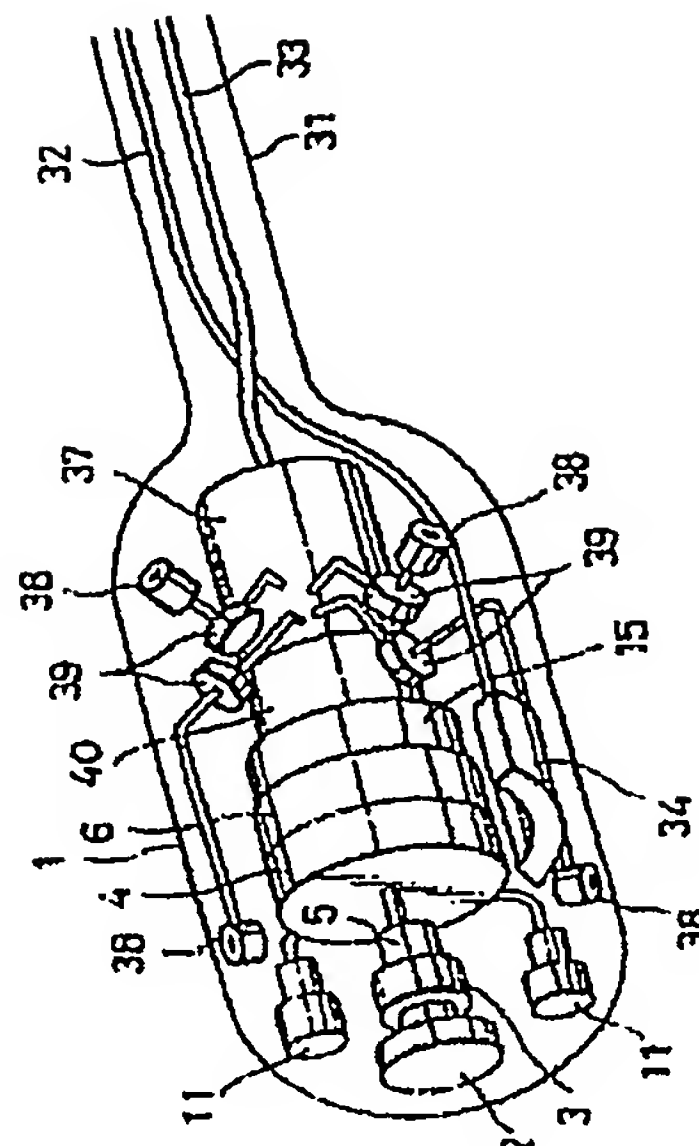
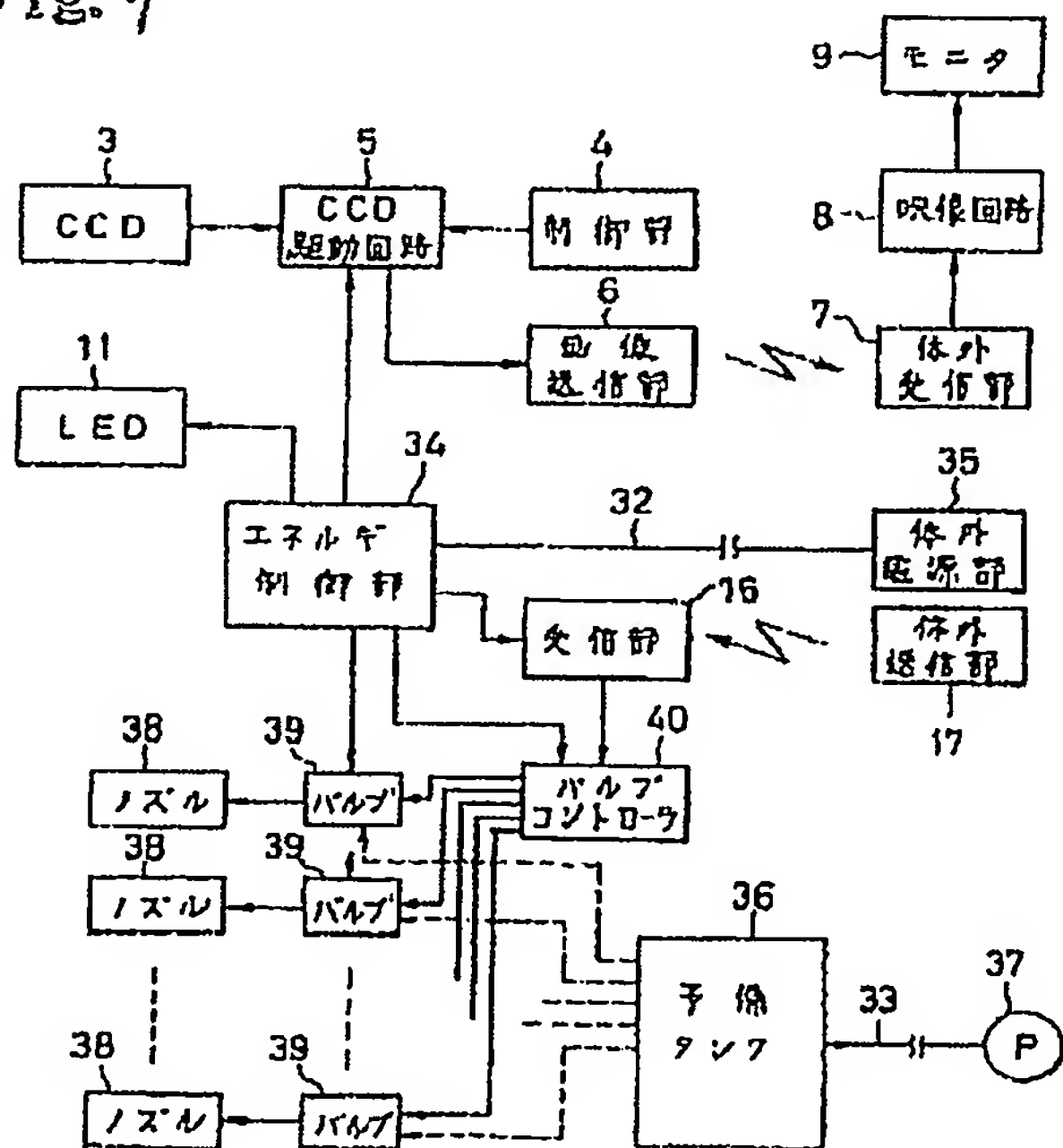


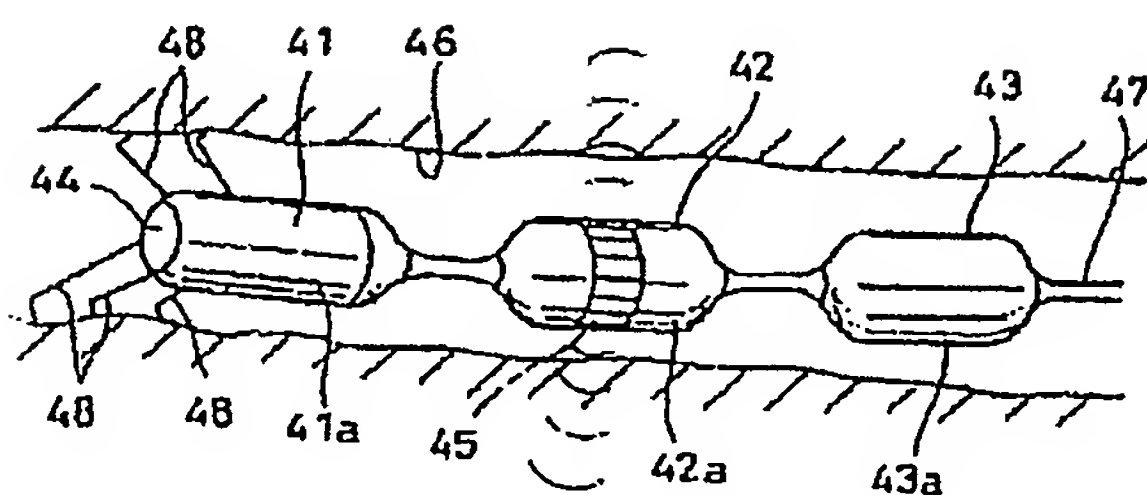
図 8

Fig. 9



第 9 図

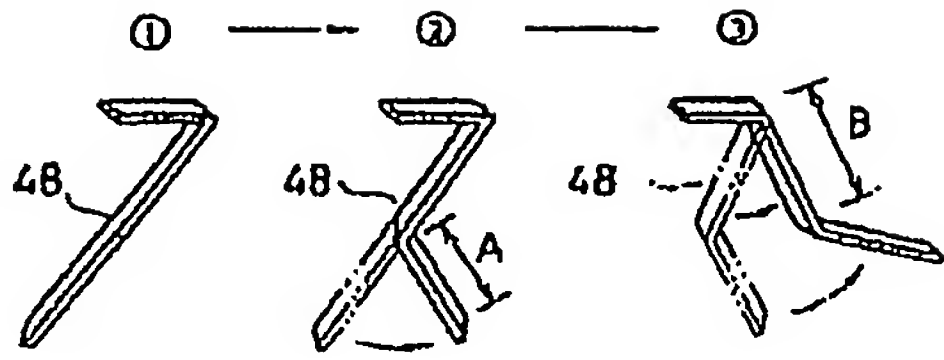
Fig. 10



第 10 図

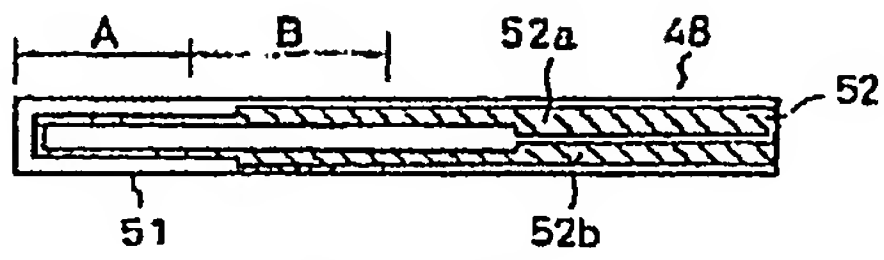


Fig. 11



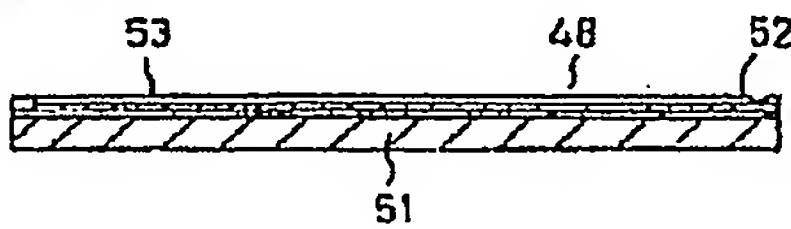
第 11 圖

Fig. 12



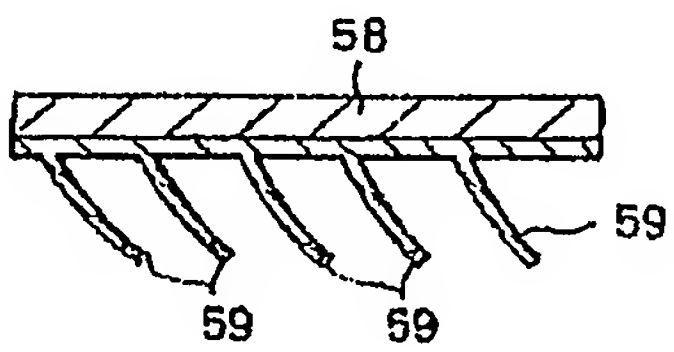
第 12 圖

Fig. 13



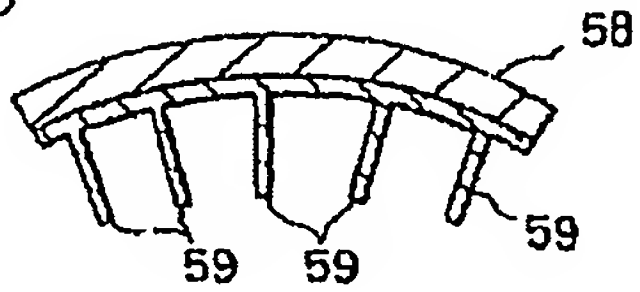
第 13 圖

Fig. 17



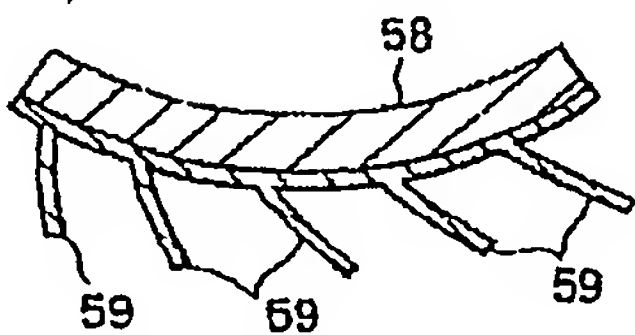
第 17 圖

Fig. 18



第 18 圖

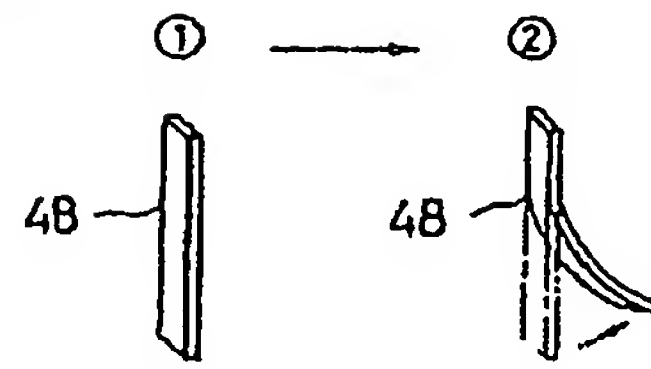
Fig. 19



第 19 圖

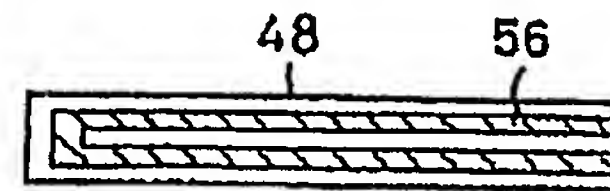
Fig. 14

特開平 4-144533 (12)



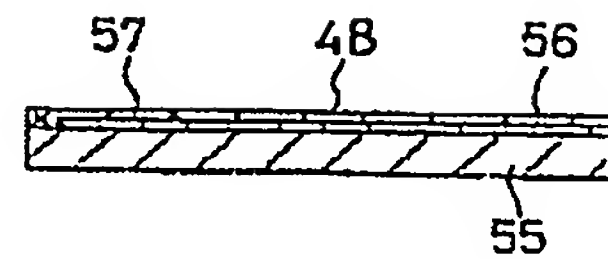
第 14 圖

Fig. 15



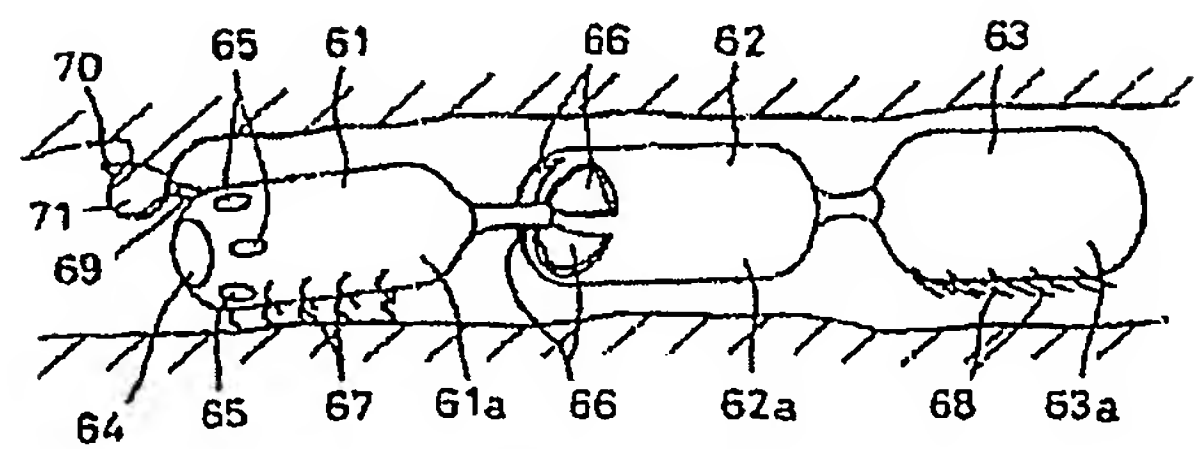
第 15 圖

Fig. 16



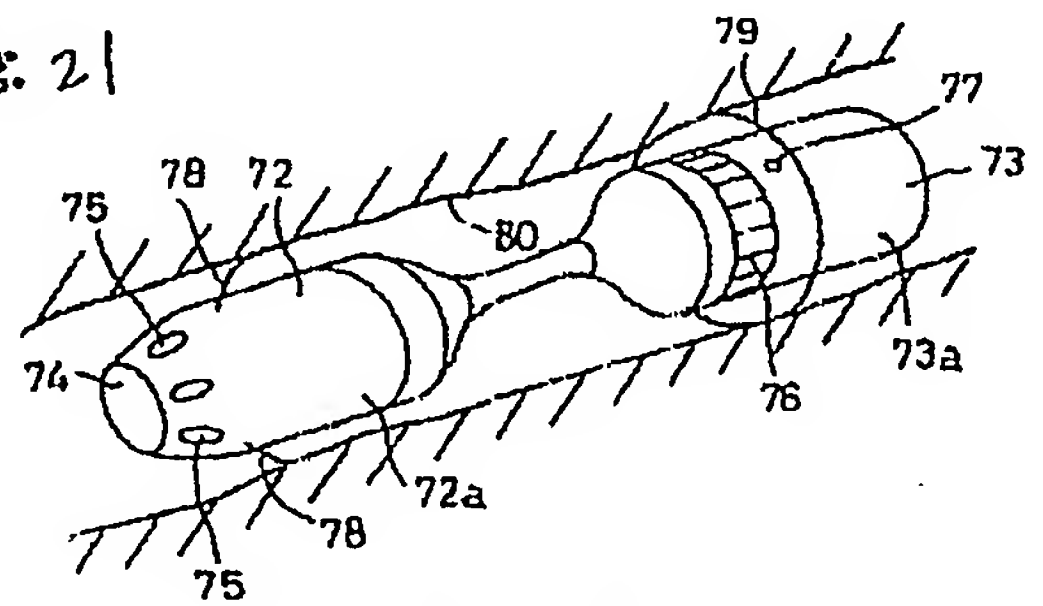
第 16 圖

Fig. 20



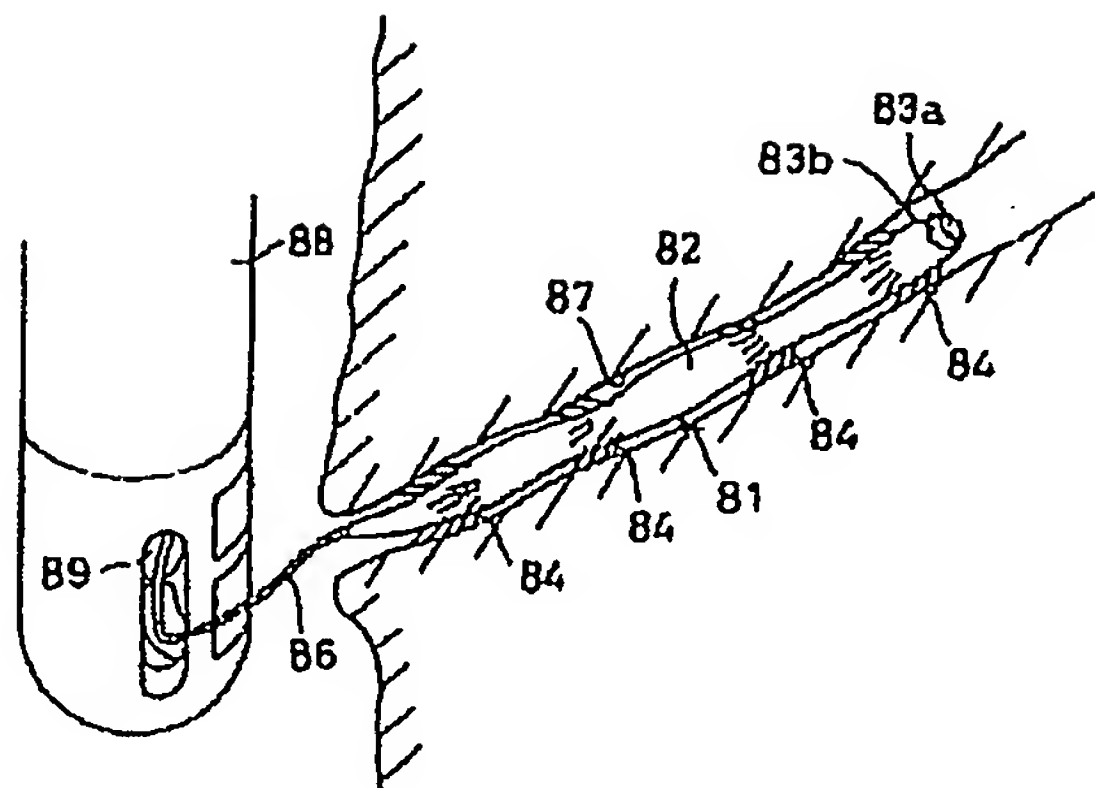
第 20 圖

Fig. 21



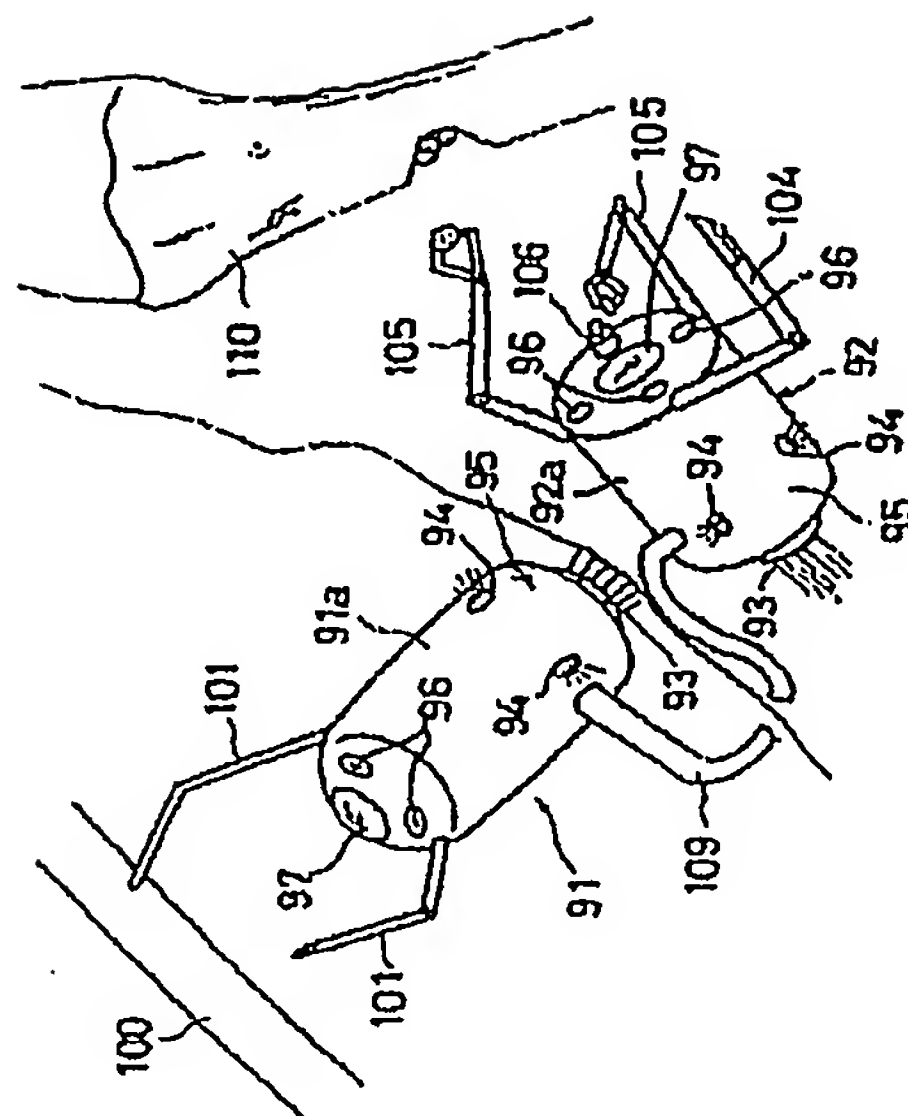
第 21 圖

Fig. 22



第 22 図

Fig. 23



第 23 図

Fig. 24

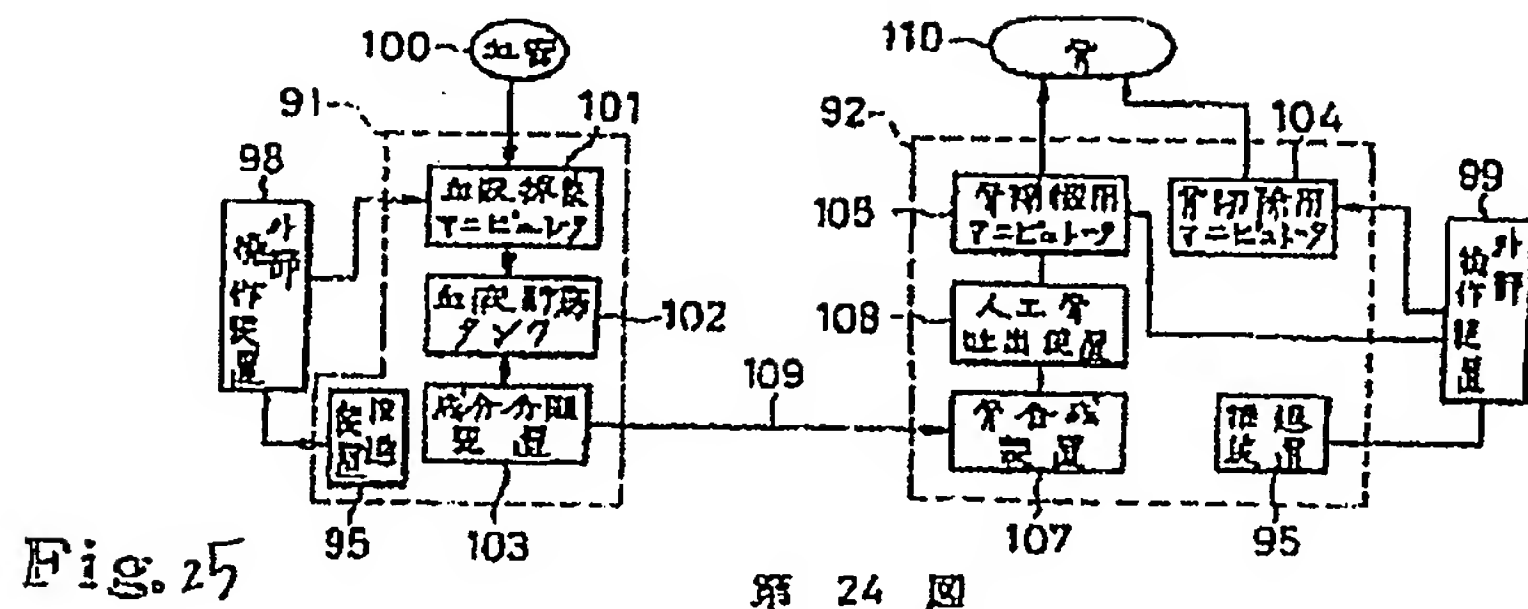


Fig. 25

第 24 図

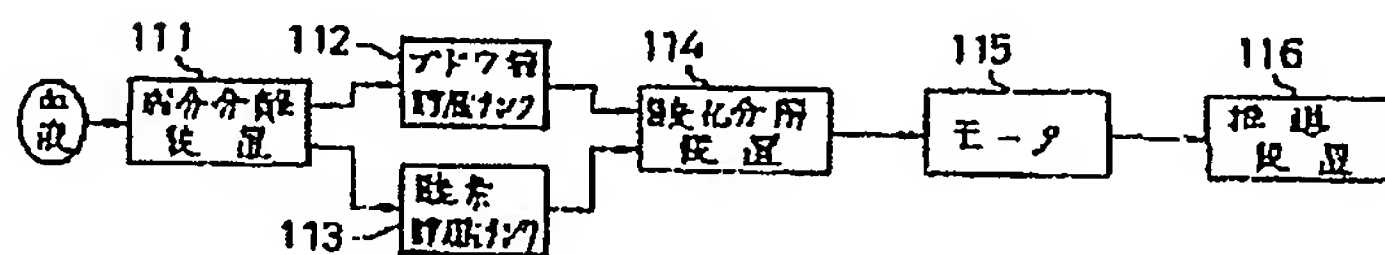
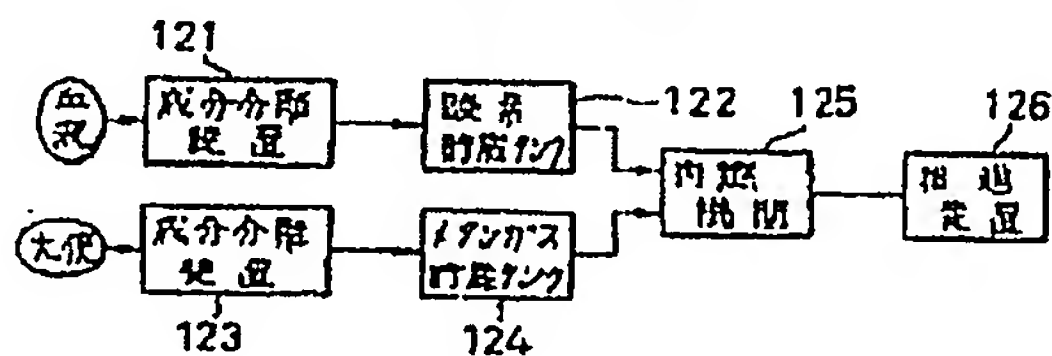


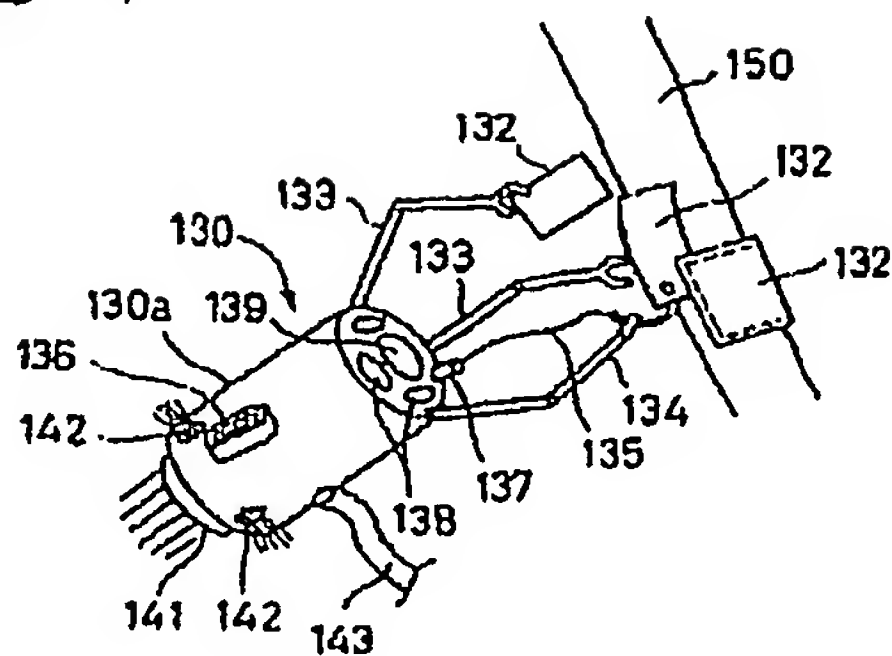
Fig. 26

第 25 図



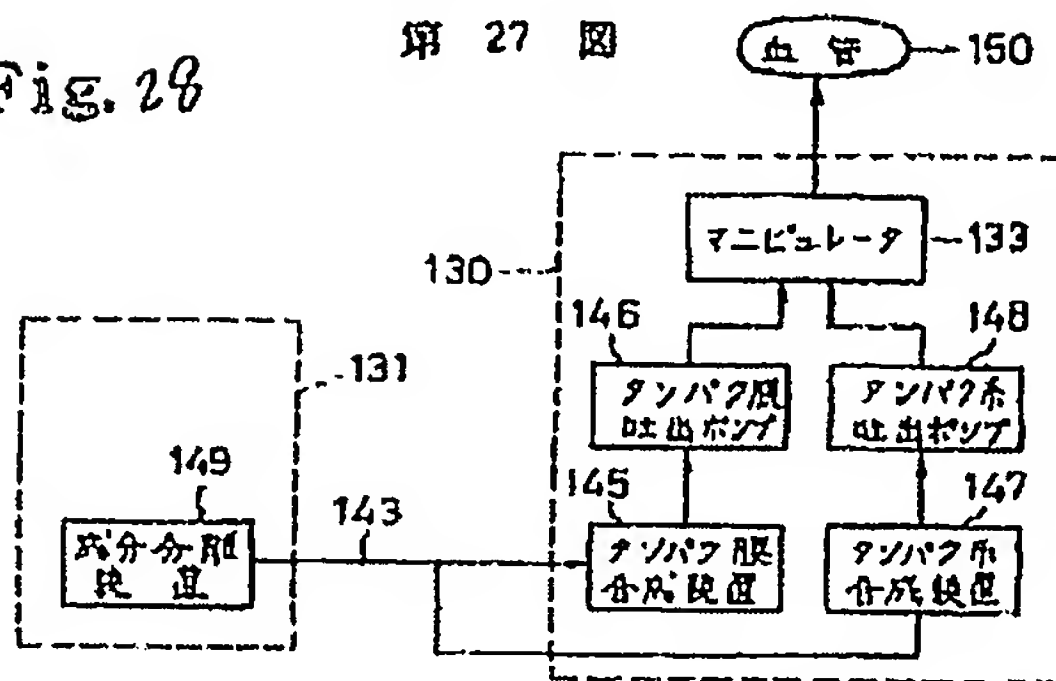
第 26 図

Fig. 27



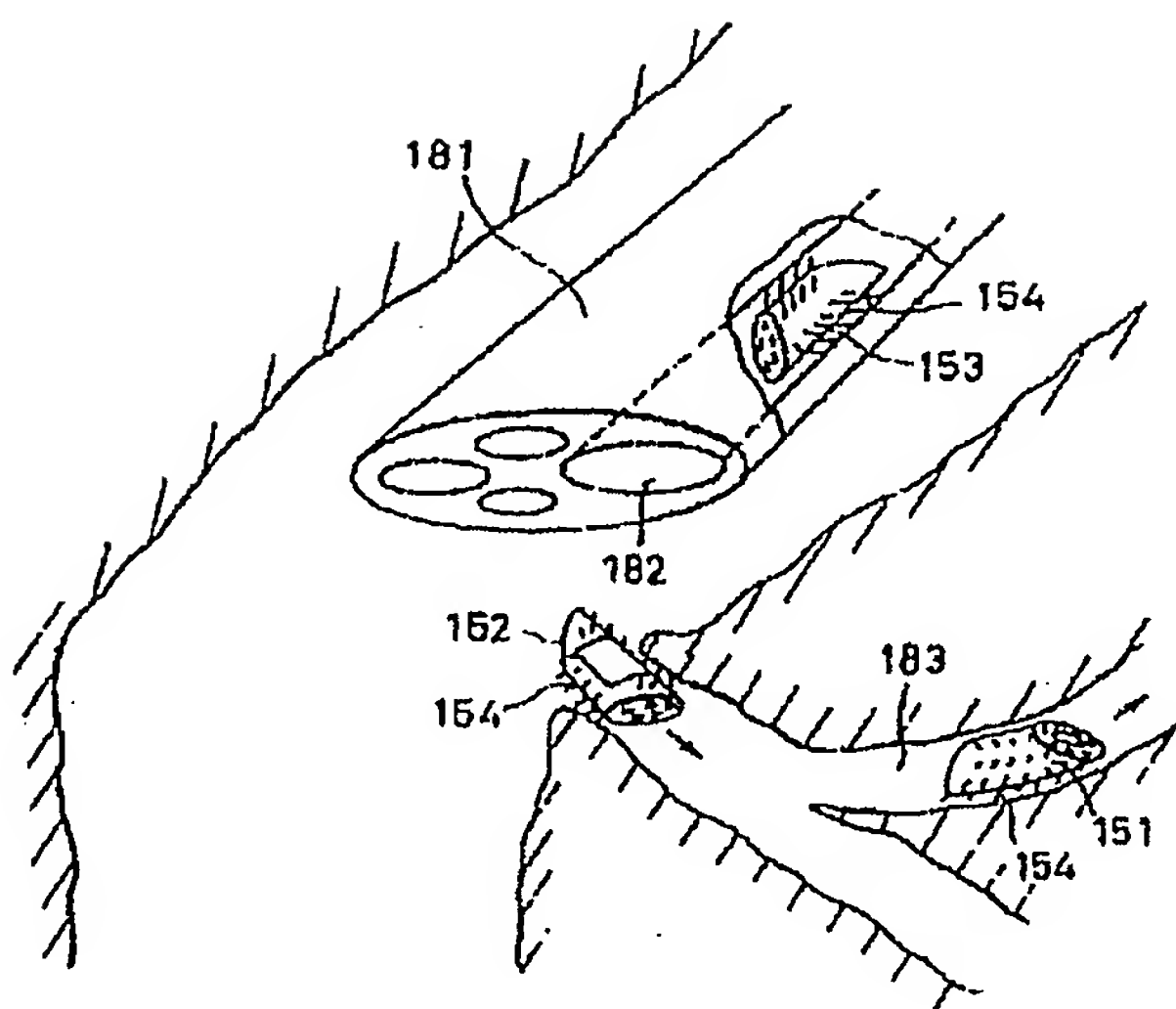
第 27 図

Fig. 28



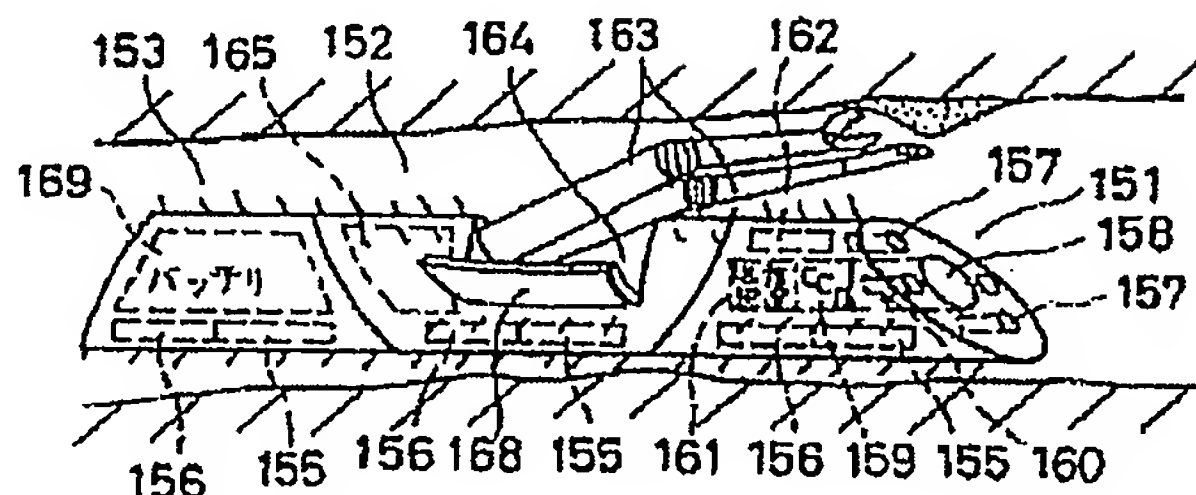
第 28 図

Fig. 29



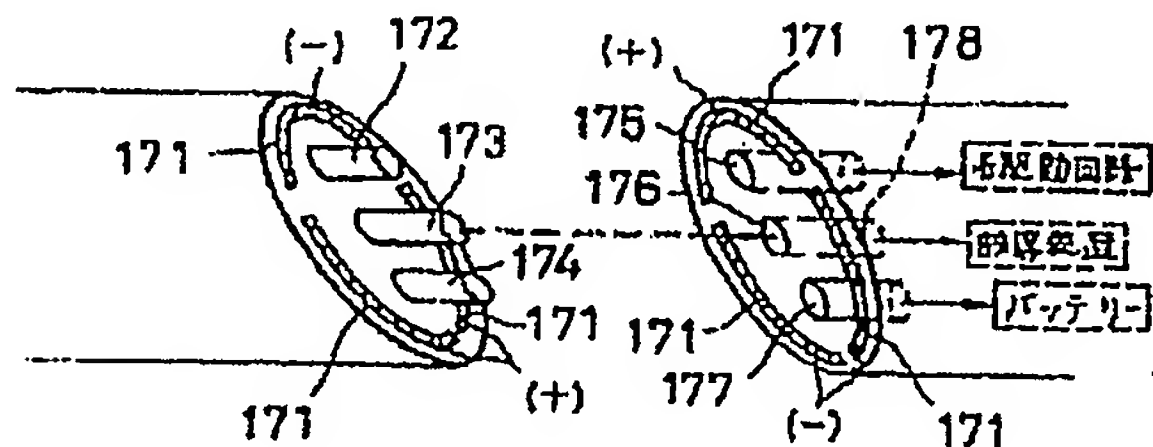
第 29 図

Fig. 30



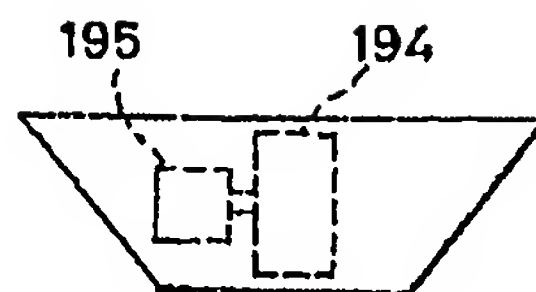
第 30 図

Fig. 31



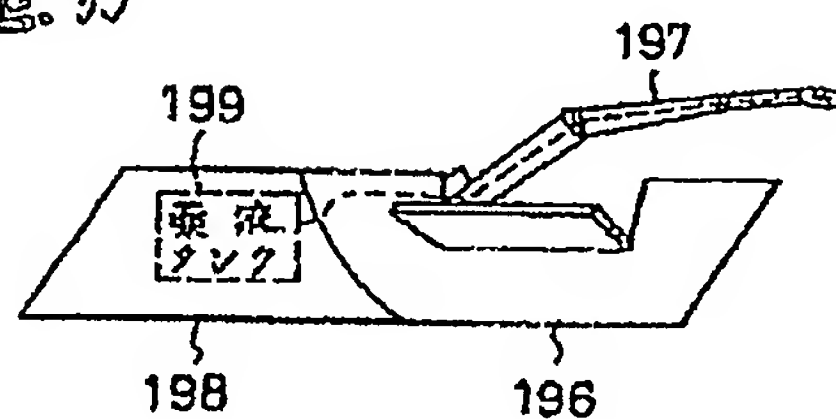
第 31 図

Fig. 32



第 32 図

Fig. 33



第 33 図

第 1 頁の続き

⑤Int. Cl. 5			識別記号	序内整理番号
A 61 B	17/00	//	3 2 0	7807-4C
A 61 B	8/14			9052-4C
A 61 F	2/06			7603-4C
	2/28			7603-4C
B 64 G	1/66		Z	8817-3D
⑫発明者	五反田 正一	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内		
⑫発明者	工藤 正宏	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内		
⑫発明者	大島 豊	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内		
⑫発明者	岡田 勉	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内		
⑫発明者	鈴木 明	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内		
⑫発明者	布施 栄一	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内		
⑫発明者	林 正明	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内		

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning Operations and is not part of the Official Record.**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☐ **BLACK BORDERS**

☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☒ **FADED TEXT OR DRAWING**

☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☒ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**